

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

NÁVRH A VÝVOJ METOD HODNOCENÍ POHYBOVÉ AKTIVITY

AUTOR: MICHAELA HOUROVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE: DOC. ING. PATRIK KUTÍLEK, PH.D.

DATUM ODEVZDÁNÍ: KVĚTEN 2017

Prohlášení autora práce:

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických princip při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....

podpis autora práce

Author statement for undergraduate thesis:

I declare that the presented work was developed independently and that I have listed all sources of information used within it in accordance with the methodical instructions for observing the ethical principles in the preparation of university theses.

Prague, date.....

.....

signature

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: Michaela Hourová
Studijní program: Kybernetika a robotika (bakalářský)
Obor: Robotika
Název tématu: Návrh a vývoj metod hodnocení pohybové aktivity

Pokyny pro vypracování:

Pro inerciální systém měření pohybu segmentů těla, který bude součástí „chytré“ ortézy, navrhnete metody hodnocení kinematických veličin pohybu končetin. Pro hodnocení dat využijte metod, které se zavádějí do lékařské praxe pro hodnocení pohybové aktivity končetin během klinického vyšetření a dlouhodobé rehabilitace. Zvolené metody umožní porovnat pohybovou aktivitu zdravé a postižené, a dominantní a nedominantní končetiny. Algoritmy metod implementujte v prostředí MatLab pro výpočet parametrů pohybu. Proveďte měření minimálně dvaceti zdravých subjektů a statistické zhodnocení vypočtených parametrů. Porovnejte vypočtené pohybové parametry pro dominantní a nedominantní končetinu a stanovte předběžné normy pro zdravé subjekty. Porovnejte výsledky získané jednotlivými metodami. Vytvořte návod pro měření a hodnocení pohybové aktivity vámi zvolenými metodami.

Seznam odborné literatury:

- [1] Daniel Matěj: Experimentální biomechanika, ČVUT, Praha, 2008
- [2] Novák Petr: Mobilní roboty - pohony, senzory, řízení, ed. 1, BEN - technická literatura, Praha, 2005
- [3] Dobeš Miroslav, Michková Marie: Učební text k základnímu kurzu diagnostiky a terapie funkčních poruch pohybového aparátu, ed. 1. vydání, Domiga, Havířov, 1997
- [4] Jandačka Daniel: Kinetická analýza lidského pohybu, Ostravská univerzita, Ostrava, 2011

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Patrik Kutílek, MSc., Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2017/2018

L.S.

prof. Dr. Ing. Jan Kybic
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 14. 2. 2017

Poděkování:

Chtěla bych poděkovat panu doc. Ing. Patriku Kutílkovi, Ph.D. za odborné vedení mé bakalářské práce a ochotu odpovědět na dotazy týkající se potřeby kompenzace znalostí týkajících se oblasti bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat paní doc. Ing. Lhotské, CSc. za nabídku možné spolupráce na bakalářské práci na Fakultě biomedicínské inženýrství ČVUT, v Kladně.

Abstrakt:

Práce se zabývá metodami hodnocení kinematických veličin pohybu končetin, které se zavádějí do lékařské praxe pro hodnocení pohybové aktivity končetin během klinického vyšetření a dlouhodobé rehabilitace. Cílem práce je volba parametrů pro klasifikaci pohybů a analýzu pohybové aktivity končetin využitím předpokládané chytré ortézy.

Je proveden experiment zkoumající rozsahy úhlů kloubů, simulaci postižené končetiny a denní činnosti. Pro experiment je použita soustava akcelerometrů z Development Kitu XSENS. Je naimplementováno textové rozhraní pro předzpracování, trénování a klasifikaci dat. Veškerá práce je implementována v prostředí MATLAB.

Zkoumány jsou končetiny z pohledu dominantní a nedominantní strany těla. Dále jsou analyzovány končetiny z pohledu zdravé a postižené končetiny, a to s cílem stanovit parametry očekávané sensorickým systémem chytré ortézy. Pro statistické porovnání rozdílů pohybu mezi těmito končetinami je použit Wilcoxonův test. Jsou hledány statisticky významné rozdíly mezi těmito končetinami. Dále jsou navrženy metody klasifikace pohybové aktivity pro studium dlouhodobého pohybu v domácím prostředí.

Klíčová slova:

klasifikace, analýza pohybu, XSENS, dominantní a nedominantní končetina, postižená a zdravá končetina, biomechanika, Classifier Learner, MATLAB

Abstract:

The thesis deals with methods of evaluating kinetic values of limb movement, which are introduced into medical practice for evaluation of limb movement during clinical examination and long-term rehabilitation. The goal of the thesis is to find parameters for classification of movements and analysis of limb movement activity by a intelligent prosthesis.

Experimental examination of the range of angular joints, simulation of the affected limbs and daily activities is carried out. The accelerometer system from the XSENS Development Kit is used for the experiment. A text interface for pre-processing, training, and data classification is implemented. All work is implemented in MATLAB environment.

The limbs are examined as the dominant and non-dominant part of the body. The limbs are also analyzed as the aspect of the healthy and affected limb in order to determine the parameters expected by the sensory system of the smart orthosis. The Wilcoxon test is used for statistical comparison of the movement differences between these limbs. Statistically significant differences between these limbs during movement at home are sought.

Keywords:

classification, analysis of movement, XSENS, domain and no-domain limb, affected and health limb, biomechanics, Classifier Learner, MATLAB

Obsah

1.	ÚVOD.....	1
2.	TEORETICKÁ ČÁST.....	3
2.1.	Současný stav metod hodnocení pohybu.....	3
2.2.	Vybrané parametry lineárních metod hodnocení pohybu.....	3
2.2.1.	RAV score.....	3
2.2.2.	P score.....	4
2.2.3.	Pearsonův korelační koeficient.....	4
2.2.4.	Maximální rozsah úhlů.....	5
2.2.5.	Průměrná intenzita pohybu.....	7
2.2.6.	Rozptyl intenzity pohybu.....	7
2.2.7.	Signal magnitude vector.....	7
2.2.8.	Signal magnitude area.....	8
2.3.	Vybrané parametry nelineárních metod hodnocení pohybu.....	8
2.3.1.	Lyapanův exponent.....	8
2.3.2.	Hurstův exponent.....	9
2.3.3.	Entropie.....	10
2.4.	Metody klasifikace pohybové aktivity	10
2.4.1.	Classification learner.....	10
2.5.	Závěr	11
3.	NÁVRHOVÁ ČÁST.....	12
3.1.	Volba a implementace parametrů hodnocení pohybu končetin	12
3.2.	Návrh měření.....	13
3.3.	Postup záznamu akcelerometru	14
3.4.	Přiřazení senzorů	15
3.5.	Měření kloubních rozsahů ROM	16
3.6.	Simulace postižené končetiny	18
3.7.	Měření pohybů	19
3.8.	Návrh předzpracování měřených dat.....	20
3.9.	Návrh zpracování měřených dat	20
3.10.	Návrh statistického hodnocení měřených dat	21
3.10.1.	Úspěšnost klasifikace pohybu.....	21
3.10.2.	Úspěšnost detekce pohybu.....	21
3.10.3.	Hledání rozdílů mezi dvěma končetinami.....	22
3.11.	Závěr	23
4.	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	24
4.1.	Měřené subjekty.....	24
4.2.	Klasifikace subjektů	24
4.3.	Průběh experimentu.....	24
4.4.	Předzpracování naměřených dat.....	25
4.5.	Statistické vyhodnocení výsledků.....	25
4.5.1.	Úspěšnost klasifikace konkrétních pohybů.....	25

4.5.2.	Úspěšnost detekce aktivity a klidového stavu.....	26
4.6.	Analýza dominantního a nedominantního segmentu.....	26
4.7.	Analýza zdravého a postiženého segmentu	27
4.8.	Závěr	27
5.	DISKUZE.....	29
6.	ZÁVĚR.....	30
6.1.	NAPLNĚNÍ CÍLŮ PRÁCE.....	31
6.2.	PERSPEKTIVY DALŠÍHO ŘEŠENÍ	31
7.	REFERENCE.....	32
8.	PŘÍLOHY.....	33
8.1.	TABULKY:	33
8.2.	GRAFY:	52
8.3.	OBECNÝ POSTUP MĚŘENÍ A HODNOCENÍ POHYBU:	53
8.4.	OBSAH CD:	54

POUŽITÉ POJMY:

antropometrická data	- rozměry těla
vzorek	- bod zdiskretizovaného signálu v časové oblasti
flexe	- přitáhnutí
extenze	- odtáhnutí
supinace	- rotace předloktí, dlaň směřuje dopředu
pronace	- rotace předloktí, dlaň směřuje dozadu
divergence	- rozbíhavost
konvergence	- sbíhání
trend	- sklon
autokorelační funkce	- korelace mezi členy téže řady
náhodná veličina	- veličina, která je možno opakovaně měřit v jakékoliv situaci
míra neurčitosti	- míra neuspořádanosti systému
PCA	- nástroj pro dekoleraci dat
DOF	- počet stupňů volnosti

1. ÚVOD

Cílem této bakalářské práce je vytvoření základu rozpoznání pohybu pro „inteligentní ortézu.“ Účelem navrhované ortézy je stanovení pohyblivosti postižené horní končetiny vůči obecnému modelu. Na ortéze jsou předpokládány akcelerometry, které měří zrychlení a gyroskopy měřící úhlové rychlosti. Znalost užívání postižené končetiny je nedílnou součástí rekonvalescence. Lékař s těmito informacemi rozpozná omezený úhlový rozsah kloubu či že pacient nevědomě upřednostňuje zdravou ruku. Tato znalost může dopomoci k přizpůsobení formy rehabilitace a jejímu dlouhodobému hodnocení. Důležitá je také znalost pohybu rozsahu kloubů. Kloub má specifický úhlový rozsah v rámci každé osy definované umístěním gyroskopu. Tyto úhly jsou nazývány roll, pitch a yaw. Rozsah úhlů postižené končetiny se výrazně liší od obecného modelu zdravé končetiny.

Práce je rozdělena do šesti částí. Prvním krokem je rešerše a volba parametrů kvantitativního hodnocení pohybu. Tyto parametry slouží k popisu jednotlivých pohybů. Nalezené parametry jsou z kategorií analýzy úhlového rozsahu kloubu, dlouhodobých záznamů a nelineárních analýz záznamů. Celkem bylo navrženo 11 parametrů.

Druhým krokem je rešerše a volba klasifikátoru. Byla vybrána aplikace integrována v MATLABu nesoucí název Classifier Learner. Výhodou této aplikace je možnost trénování dle více typů klasifikátorů (SMV, Tree, KNN,..) a zvolení takového, jež klasifikuje s nejvyšší úspěšností. Následně je možno natrénovaný model exportovat, jako struct parametr či kód v Matlabu *.mat.

Třetím krokem práce je experiment. Pro tuto práci jsou data získána pomocí experimentu, kterého se účastnilo dvacet subjektů. Experiment se skládal z pěti částí. První částí byl záznam kalibrační sekvence pohybů. Tato sekvence se skládala ze sedmi pohybů. Znalost sekvence pohybů umožnila přiřazení použitých senzorů k jednotlivým záznamům. Druhá a třetí část experimentu zaznamenávaly kloubní rozsahy pro ramena, lokty a kolena. Čtvrtá část experimentu byla simulace postižené končetiny. Simulace postižené končetiny probíhala za pomoci pětikilového či kilového závaží, jež bylo zvoleno dle fyzické zdatnosti subjektu. Pátá část experimentu zaznamenávala jednotlivé každodenní činnosti. Pohyby se skládaly ze tří hlavních částí – pohyby v sedě, ve stoje a za chůze. V každé části byly pohyby, z důvodu přehlednosti v datech, proloženy nulovými polohami. Jednotlivé nulové polohy jsou popsány v kapitole 3.3.3.

Čtvrtým krokem práce je klasifikace trénovacích dat. Naměřená data byla nejprve potřeba ručně oklasifikovat. Pro manuální klasifikaci byla použita znalost sekvence jednotlivých pohybů. Dalším zpřehledněním v datech bylo prokládání nulových poloh mezi jednotlivé pohyby. Nulové polohy byly aplikovány v měření rozsahů úhlů a jednotlivých pohybů.

Prvním krokem klasifikace jednotlivých pohybů byla kalibrace. V MATLABu byly pomocí grafického vykreslení zobrazeny akcelerace ve směru x, y a z pro jednotlivé senzory. Pomocí znalosti sekvence kalibračních pohybů byly určeny senzory. Ku příkladu při hledání aktivity na levé noze, jež byla v kalibrační sekvenci, jako poslední, byl hledán takový senzor, na němž se výrazná aktivita projevuje nejpozději vůči ostatním sensorům. Těmito kroky byly k jednotlivým výstupům přiřazeny končetiny, na nichž se dané senzory nacházely.

Druhým krokem manuální klasifikace bylo přiřazení pohybů k jednotlivým úsekům dat. Před klasifikací je nutno si uvědomit, s jak velkými časovými úseky je požadováno pracovat. Bylo zvoleno, že jednotlivé pohyby budou klasifikovány po 3 s. Velikost tohoto okna byla zvolena z důvodu omezení záměny

typů pohybu. Pokud by bylo klasifikováno například po jedné sekundě, může být subjekt, který se při chůzi zastavil, aby se otočil, klasifikován, jako subjekt stojící.

Pátým krokem je porovnání dat simulovaného pohybu postižené končetiny vůči zdravé končetině. Pro tuto analýzu byla použita naměřená data simulace postižené končetiny a data naměřená při hledání rozsahu kloubů. Vzhledem k tomu, že simulace postižené končetiny byla prováděna pouze na pravé ruce, jsou porovnávány záznamy pouze pravého nadloketního a pravého předloketního segmentu.

Šestým a posledním krokem je porovnání dominantní a nedominantní části těla. Pro tuto analýzu byla použita data z měření jednotlivých pohybů. Data jednotlivých subjektů byla rozdělena na dominantní skupinu a nedominantní skupinu dat. Z důvodu spojení obou skupin dat pro klasifikaci pohybů, byla data naměřená na hrudní kosti přidána pouze k dominantní části.

Požadovaným cílem je nalezení způsobu úspěšné klasifikace jednotlivých pohybů pomocí měření senzorů pohybu. Tato klasifikace bude základem pro dynamickou analýzu pohybů.

2. TEORETICKÁ ČÁST

2.1. Současný stav metod hodnocení pohybu

V dnešní době existuje široká škála způsobu klasifikování pohybů. V přenosných systémech je převážně využíváno gyroskopických dat, závislosti akcelerace na čase či kamerového záznamu. Pro tuto práci byly hledány v rámci rešerše parametry použité v souvislosti s hesly:

– „tri-axial accelerometers, gait parameters, long-term analysis movement.“

Volba těchto hesel byla zvolena pro nalezení aktuálně užívaných parametrů v lékařské praxi. Pro rešerši byl použit vyhledávač Scholar od Google a přístup k vybraným informačním zdrojům EIZ, kde převážně byl využit vyhledávač Science-direct.

2.2. Vybrané parametry lineárních metod hodnocení pohybu

Jedná se vesměs o parametry hodnocení dat v časové oblasti, které jsou používány v kontextu řady jiných aplikací, např. hodnocení posturální stability stoje.

2.2.1. RAV score

Princip je, dle článku [2], založen na rozsahu úhlové rychlosti RAV (1) pažního segmentu. Parametr RAVr je odhadnut jako průměr součtu RAV v soustavě třech souřadnic (2). Maximální úhlová rychlost je ω_{MAX} a minimální je ω_{MIN} .

$$RAV = \omega_{MAX} - \omega_{MIN} \quad (1)$$

$$RAVr = \frac{\sum_{roll,pitch,yaw} RAV}{3} \quad (2)$$

Rozdíl mezi zdravou a postiženou končetinou $\Delta RAVr$ (3) je poměrovým vyjádřením degradace postižené končetiny vůči zdravé končetině. RAVr zdravé končetiny je $RAV_{zdravá}$ a nemocné končetiny je $RAV_{postižená}$.

$$\Delta RAVr = \frac{RAV_{zdravá} - RAV_{postižená}}{RAV_{zdravá}} \quad (3)$$

Konečné RAV score je procentuální vyjádření odečtení střední hodnoty $\Delta RAVr$ od jedné (4).

$$RAV \text{ score} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^k \Delta RAVr}{k} \times 100 [\%] \quad (4)$$

2.2.2. P score

Princip tohoto algoritmu, dle článku [2], spočívá v porovnání zrychlení a v porovnání úhlové rychlosti pažního segmentů. Rozdíl zrychlení RA je vypočítán, jako rozdíl maximální rychlosti a_{MAX} a minimální a_{MIN} (5). Parametr Pr (6) je součinem rozsahu zrychlení (5) a úhlového rychlosti (1).

$$RA = a_{MAX} - a_{MIN} \quad (5)$$

$$Pr = \sum_{roll, pitch, yaw} RA \cdot RAV \quad (6)$$

Rozdíl mezi zdravou a nemocnou končetinou ΔPr je poměrovým vyjádřením degradace nemocné končetiny vůči zdravé končetině (7). Pr zdravé končetiny je $P_{zdravá}$ a nemocné končetiny je $P_{postižená}$.

$$\Delta Pr = \frac{P_{zdravá} - P_{postižená}}{P_{zdravá}} \quad (7)$$

Konečné P score je procentuální vyjádření odečtení střední hodnoty ΔPr od jedné (8).

$$P \text{ score} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^k \Delta Pr}{k} \times 100 [\%] \quad (8)$$

Pearsonův korelační koeficient

Pearsonův korelační koeficient r , dle internetového zdroje [9], zkoumá lineární závislost mezi dvěma veličinami. Tento koeficient lze použít ku příkladu k nalezení vazby výsledků dvou testů. V tomto případě bude hledána vazba mezi zrychlení ve dvou souřadnicových os.

Ku příkladu lze hledat závislost mezi zrychlením v y ose (paralelně s tělem) a z (kolmo vůči tělu) na senzoru umístěném na přední straně nohy za účelem znalosti zvedání nohy a došlapu (10). Dalším příkladem je hod míčem, kdy se sleduje závislost, mezi zrychlením v ose x (směřující v rovině těla) a v ose y (9).

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (9)$$

$$r_{yz} = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}) (z_i - \bar{z})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z})^2}} \quad (10)$$

$$r_{zx} = \frac{\sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z}) (x_i - \bar{x})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}} \quad (11)$$

2.2.3. Maximální rozsah úhlů

Dle bakalářské práce [5] lze úhel vypočítat ze složek matice rotace R. Matice rotace (15) je součinem Eulerových matic souřadnicového systému (12), (13) a (14). Eulerovy matice popisují rotaci kolem osy souřadnicového systému senzoru. Rotační matice obsahuje složky, jež jsou značeny M_{ij} , kdy $i, j \in 1, 2, 3$.

$$R_x(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$R_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

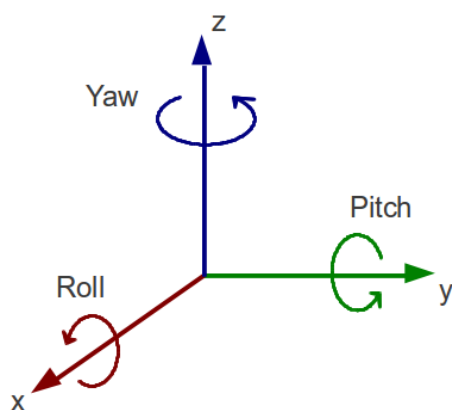
$$R = \begin{bmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} = R_x(\phi) \cdot R_y(\theta) \cdot R_z(\gamma) \quad (15)$$

Z matic (12), (13) a (15) lze vypočítat velikost jednotlivých úhlů natočení senzorů v závislosti na ose. Úhel roll φ je natočením v ose x (16). Úhel pitch θ je natočením v ose y (17). Úhel yaw je natočením v ose z (18). Grafické vyjádření jednotlivých úhlů v souřadnicové systému je na obr. [1].

$$\phi = \arctan\left(\frac{M_{32}}{M_{33}}\right) \quad (16)$$

$$\theta = -\arcsin(M_{31}) \quad (17)$$

$$\gamma = \arctan\left(\frac{M_{21}}{M_{11}}\right) \quad (18)$$



obr. [1] Popis úhlů rotace v souřadnicové soustavě [17]

Maximální (19) a minimální (20) hodnota každého úhlu je pak vyjádřením maxima a minima ze zpracovaného úseku dat.

$$x_{\max} = \max \sum_{i=1}^N x_i \quad x \in \phi, \theta, \gamma \quad (19)$$

$$x_{\min} = \min \sum_{i=1}^N x_i \quad x \in \phi, \theta, \gamma \quad (20)$$

2.2.4. Průměrná intenzita pohybu

Dle článku [1], zabývající se analýzou dlouhodobých záznamů pohybové aktivity, lze pro dlouhodobé záznamy aplikovat průměrnou intenzitu pohybu AI. Nejdříve je nutno definovat intenzitu pohybu. Intenzita pohybu MI (21) je odmocninou geometrického součtu kvadrátů zrychlení ve všech třech osách souřadnicového systému.

$$MI(t) = \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2} \quad (21)$$

Průměrná intenzita pohybu je součet jednotlivých intenzit celého pohybu jednotlivých oken záznamu vydělenými délkou záznamu (22).

$$AI = \frac{1}{T} \left(\sum_{t=1}^T MI(t) \right) \quad (22)$$

2.2.5. Rozptyl intenzity pohybu

Dle článku [1] zabývající, jako v předešlém parametru, analýzou dlouhodobých záznamů, lze též aplikovat rozptyl intenzity pohybu VI. Rozptyl intenzity pohybu pracuje s intenzitou pohybu (21) a průměrnou intenzitou pohybu (22). Rozptyl intenzity pohybu je průměrnou hodnotou kvadrátu rozdílu intenzity pohybu a průměrné intenzity pohybu (23).

$$VI = \frac{1}{T} \left(\sum_{t=1}^T (MI(t) - AI)^2 \right) \quad (23)$$

2.2.6. Signal magnitude vector

Dle článku [4] zabývající se „real-time“ ambulantními záznamy je Signal magnitude vector SMV využíván dvěma způsoby. Prvním způsobem je hledání stupně intenzity pohybu. Druhým způsobem je hledání ostrých výbojů v záznamu zrychlení. V této práci je tento parametr využit prvním způsobem. Je hledána intenzita pohybu jednotlivých pohybů v každém kroku (24).

$$SMV(i) = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} \quad (24)$$

2.2.7. Signal magnitude area

Dle článku [4] zabývající se, jako v předešlé kapitole, „real-time“ ambulantními záznamy, lze pro analýzu dlouhodobého záznamu aplikovat Signal magnitude area SMA. Tento parametr je využíván pro detekci aktivity měřeného subjektu. Pro detekci pohybu je nutno definovat hranici. V této práci byla hranice stanovena dle nulových poloh, které jsou popsány v kapitole 3.3.3. Signal magnitude area je průměrným součtem naměřených hodnot ve třech směrech souřadnicového systému (25).

$$SMA = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^n (|x_j| + |y_j| + |z_j|) \quad (25)$$

2.3. Vybrané parametry nelineárních metod hodnocení pohybu

Existuje široká řada nelineárních metod. Z důvodu rozsahu práce bylo zaměřeno na parametry, u nichž se vyskytla zvýšená četnost využití v oblasti analýzy pohyb.

2.3.1. Lyapunův exponent

Dle práce [7] je Lyapunovský exponent parametr, jež stanoví, zda-li záznam byl ovlivněn počátečními podmínkami. Než bude Lyapunův exponent dále rozebrán, je nejprve nutné definovat chaotický systém.

Chaotický systém spadá do kategorie nelineárních systémů. Výstupy těchto systémů se dají klasifikovat, jako náhodné. Však přes náhodné výstupy mají tyto systémy uspořádanou vnitřní strukturu, která je výrazně citlivá na počáteční podmínky.

Časové řady chaotických systémů lze vyjádřit pomocí dvou bodů. Zvoleny jsou dva nejbližší body. Zkoumané jsou dráhy těchto dvou bodů. Požadovanou informací je konvergence či divergence vzdálenosti mezi těmito dvěma body v závislosti na čase. Pokud dráhy konvergují, výsledný Lyapunovský exponent je záporný. Pokud je Lyapunovský exponent záporný, systém není citlivý na počáteční podmínky. Při divergenci drah je Lyapunovský exponent kladný a systém je citlivý na počáteční podmínky.

Chaotický systém je takový, jež má alespoň jeden kladný Lyapunovský exponent. Je definován fázový prostor. x_j a x_i jsou body prostoru a x_n je nejbližší bod ve fázorovém prostoru. Pro vzdálenost mezi bodem a jeho nejbližším sousedem x_n platí rovnice (26). Dále je definován parametr h , pro nějž platí rovnice (27). τ je časové zpoždění, δ_i je neurčitost v měření a d je dimenze prostoru. Lyapunovský exponent v čase i je vypočítán pomocí rovnice (28). Celkový Lyapunovský exponent je vypočítán dle rovnice (29).

$$|x_n - x_i| = \min |x_j - x_i| \quad (26)$$

$$1 < h < (d - 1)\tau \quad (27)$$

$$\lambda(i) = \frac{1}{jh\delta_i} \log \frac{|x_{n+jh} - x_{i+jh}|}{|x_n - x_i|} \quad (28)$$

$$\lambda = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \lambda(i) \quad (29)$$

2.3.2. Hurstův exponent

Hurstův exponent H je dle článku [8] charakteristickou mírou pro dlouhodobou paměť v časových řadách, která popisuje asymptoticky hyperbolický pokles autokorelační funkce. Pokud je H menší, než 0,5, časová řada mění znaménko častěji, než u náhodného procesu. Pokud je H větší, než 0,5, znaménka se mění jen se změnou lokálních trendů. Pokud je H rovno 0,5, amplituda záznamu se výrazně nemění, jelikož autokorelace časové řady klesá pomalu. Hurstův exponent lze počítat několika způsoby – detrendovaná fluktuuační analýza DFA, metoda přeškálovaných rozsahů RS, detrendující klouzavé průměry, DMA výšková korelační analýza.

V této práci byl použit Hurstův exponent vypočítány pomocí přeškálovaných rozsahů R/s . Dle webové stránky [11] je R/s statistika definovaná, jako (31), kdy x_i je aritmetickým průměrem a s je standardní odchylka od střední hodnoty (30). Hurstův exponent je pak regresí $\log([R/s(n)])$ ku $\log(n)$ (32).

$$s = \sqrt{\frac{1}{n} \sum (x_i - \bar{x})^2} \quad (30)$$

$$R/s(n) = \frac{1}{s} \left[\max_k \sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x}) - \min_k \sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x}) \right] \quad 1 \leq k \leq n \quad (31)$$

$$H = \frac{\log([R/s(n)])}{\log(n)} \quad (32)$$

2.3.3. Entropie

Entropie, jinak známá, jako entropie náhodné veličiny, je dle bakalářské práce [10] mírou neurčitosti náhodné veličiny. Entropie se vyskytuje i ve fyzice, avšak v této práci je použita entropie informace. Jedná se o blízce spojitě skupiny, avšak existují mezi nimi rozdíly. Nejprve je nutno nadefinovat několik pojmů. $p(x)$ je pravděpodobnostní funkce, X je diskrétní náhodná veličina a M je obor hodnot. Definice Shannonovy entropie vyjadřující entropii náhodné veličiny, je popsána rovnicí (33).

$$H(x) = - \sum_{x \in M} p(x) \log_2(p(x)) \quad (33)$$

2.4. Metody klasifikace pohybové aktivity

Existuje široká škála metod klasifikace. Z důvodu rozsahu práce je zaměřeno na níže uvedené.

2.4.1. Classification learner

Dle odkazu [12] je Classification learner aplikací pro vytvoření trénovacího modelu pro klasifikaci dat. Tato aplikace používá princip trénování s učitelem. Trénování s učitelem využívá znalosti výstupů pro určité vstupy.

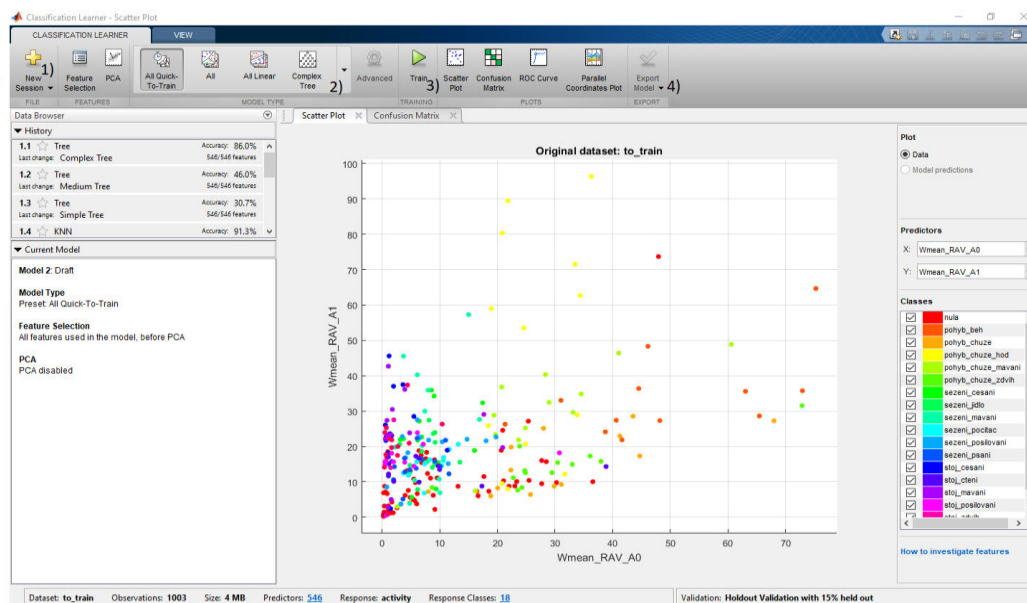
Pomocí této aplikace lze zkoumat vztah mezi jednotlivými daty, nastavit parametry klasifikace a zvolit klasifikátor. Z nabízených klasifikátorů si lze zvolit ze skupiny klasifikátorů – Tree, Linear, SVM, KNN.

Jednotlivé zjednodušené popisy každého klasifikátoru jsou v tabulce [1].

klasifikátor	popis
Tree	pracuje s rozhodovacími úrovněmi, s každou rozhodovací úrovní se větví do výstupu či další úrovně
Linear	rozděluje data do dvou částí pomocí proložení přímkou
SMV	hledá nadrovinu, kdy data náležející jiným třídám neleží pod touto rovinou
KNN	hledá K-nejbližších sousedů

tab. [1] popis klasifikátoru použitých v Classifier Learner

Rozhraní aplikace Classifier learner je na obr. [2].



obr. [2] rozhraní Classifier Learner

Zjednodušený postup práce s touto aplikací je sekvence popsaná v tab. [2]. Na obr. [2] jsou označeny kroky této sekvence.

pořadí	název kroku sekvence	popis
1.	import dat z Workspace či ze složky	import parametru table s přepočtenými parametry a vektorem klasifikovaných pohybů
2.	výběr trénování	volba klasifikátoru a typu trénování
3.	spuštění trénování	tlačítko Train
4.	export zvoleného natrénovaného modelu	ve formátu struct či jako generovaná funkce v MATLABu

tab. [2] sekvence pro práci s rozhráním Classifier Learner

2.5. Závěr

Je celkem nalezeno jedenáct parametrů. RAV, P parametry jsou v diagnostice využívány pro přímé stanovení degradace postižené končetiny vůči zdravé končetině. SMV, SMA, AI, VI jsou využity v lékařské diagnostice pro analýzu dlouhodobých záznamů. Maximální rozsahy úhlů a Pearsonův korelační koeficient jsou využívány pro analýzu vlastností pohybů. Entropie, Lyapanův exponent a Hurstův exponent jsou nalezeny ve spojitosti hledání vlastností úseku záznamu. Pro klasifikaci pohybové aktivity byla zvolena aplikace integrovaná v MATLABu. Tato aplikace umožňuje trénovat data pro klasifikaci pomocí Tree, SMV a KNN klasifikátoru.

3. NÁVRHOVÁ ČÁST

3.1. Volba a implementace parametrů hodnocení pohybu končetin

Část parametrů je implementovaná dle článků, které byly nalezeny na internetových stránkách či v odborných člancích. Také jsou použity částečně implementované parametry, které jsou převzaty z internetu. Reference ke zdrojům převzatých kódů a zdrojových článků jsou přiloženy v komentářích u jednotlivých funkcí, které jsou přiložené na CD. Tyto převzaté zdroje jsou vždy upraveny pro potřebu s ohledem na strukturu dat.

Tabulka parametrů, s odkazy na zdroje, je v PŘÍLOHA 1.

Je hledán takový klasifikátor, jenž umožňuje trénování s učitelem. Jsou zkoumány klasifikátory, jenž jsou implementovány v MATLABu či existuje pro implementaci návod.

Pro předzpracování dat, vytvoření trénovací skupiny, trénovacího modelu a následnou klasifikaci, byl vytvořen skript run-all.m.

Tento skript je rozdělen na 7 částí:

část	popis části	důležité informace							
PART -1	Inicializace parametru frekvence	musí se spustit před spuštěním PART 1,2,3,5							
PART 0	seřazení dat na dominantní a nedominantní část, uložení do [datum narození]- D_ND.xls	formát seřazení segmentů <table border="1" style="margin-left: 20px;"> <tr><td>dominantní holenní</td></tr> <tr><td>dominantní předloketní</td></tr> <tr><td>dominantní nadloketní</td></tr> <tr><td>hrudní</td></tr> <tr><td>nedominantní nadloketní</td></tr> <tr><td>nedominantní předloketní</td></tr> <tr><td>nedominantní holenní</td></tr> </table>	dominantní holenní	dominantní předloketní	dominantní nadloketní	hrudní	nedominantní nadloketní	nedominantní předloketní	nedominantní holenní
dominantní holenní									
dominantní předloketní									
dominantní nadloketní									
hrudní									
nedominantní nadloketní									
nedominantní předloketní									
nedominantní holenní									
PART 1	extrakce dat, vynechání dat označených, jako nulová pozice	do výstupních dat je přidáno první naměřené frekvenční okno s označením pro nulové postavení							
PART 2	výpočet parametrů a uložení do [datum narození]- parameters-1_2.xls a [datum narození]- parameters-1_2.xls	pro každý segment reprezentující jeden pohyb jsou parametry počítány zvlášť							
PART 3	vytvoření trénovací množiny ve formátu table	data jsou přepočtena pomocí střední hodnoty, směrodatné odchylky a PCA							
PART 4	trénování dle trénovací množiny a vyexportování trénovacího modelu	viz. kap. 2.4.1							
PART 5	klasifikace dle trénovacího modelu	formát testovaných dat musí být shodný s formátem trénovací množiny							

tab. [3] popis rozhraní run_all.m

Uživatel klikne nejprve do první sekce s popisem, kde se inicializuje frekvence, se kterou je pracováno. Následně je kliknuto do bloku, který má být použit. Jsou vyplněny vstupní parametry a spustí se kompilace bloku pomocí tlačítka „Run Section.“

3.2. Návrh měření

Návrh měření je sestaven v souladu s požadavky Fakulty Biomedicínského inženýrství a oddělení a Kliniky dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice v Motole. Pro experiment jsou zvoleny čtyři kategorie měření.

První kategorií je kalibrační sekvence. Tato sekvence umožňuje přiřadit výstupy měření k jednotlivým sensorům (kap. 3.4.).

Druhou kategorií je měření rozsahu kloubů (kap. 3.5). Tato část je provedena ve dvou fázích. První fáze zkoumá rozsahy úhlů nadloketního a předloktního segmentu. Druhá fáze zkoumá rozsahy úhlů pro holenní segment.

Třetí kategorií je simulace postižené končetiny (kap. 3.6.).

Čtvrtou kategorií měření je záznam jednotlivých pohybů (kap. 3.7). Pohyby byly rozděleny do tří částí – pohyby v sedě, ve stoje a při chůzi.

Experiment je proveden za pomoci soustavy 3DOF pohybových sensorů. Sensory jsou součástí soupravy MTw Development Kit od firmy XSENS. Tyto senzory, dle stránky [16], zaznamenávají zrychlení, natočení a magnetické pole. Senzor je na obr. [3].



obr. [3] senzor pohybu typu MTi Xsens [18]

Parametry senzoru jsou uvedeny v PŘÍLOHA 5.

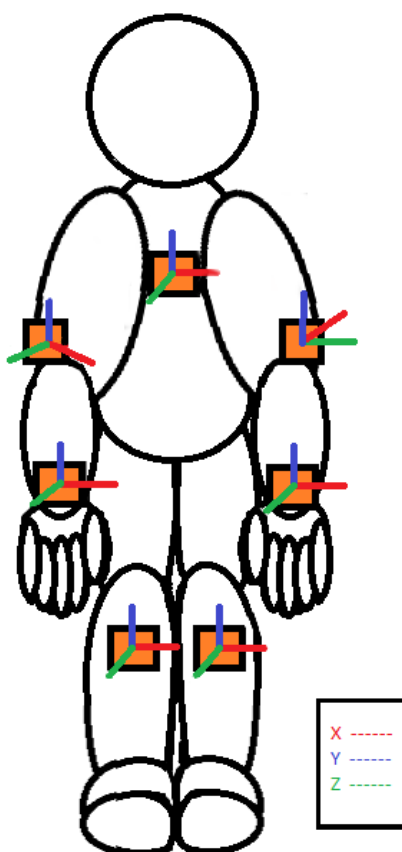
3.3. Postup záznamu akcelerometru

Pre-proces měření spočívá v získání antropometrických dat. Následně je na měřený subjekt připevněno sedm senzorů. První senzor je umístěn do středu hrudního segmentu. Zbýlých šest senzorů je umístěno v párech.

První pár je umístěn na nadloketní segment v místě nejmenšího pnutí kůže při rotaci loketního kloubu.

Druhý pár senzorů je umístěn na vnější straně předloketního segmentu.

Třetí pár je umístěn na holenní segment. Jednotlivé senzory jsou zafixovány pomocí obvazů a oboustranné lepící pásky. Na obr. [4] lze vidět rozmístění jednotlivých senzorů s legendou vyjadřující souřadnicový systém každého senzoru.



obr. [4] rozložení jednotlivých senzorů na měřeném subjektu

3.4. Přiřazení senzorů

Prvním krokem měření je přiřazení záznamu senzorů 0-6 k jednotlivým ze sedmi zapojených senzorů. Tento krok je nazýván přiřazení senzorů. Přiřazení senzorů je provedeno pomocí sekvence pohybů tab. [4].

Tato sekvence se skládá z:

1.	flexe pravého předloketního segmentu
2.	flexe pravého nadloketního segmentu
3.	předklon s horními segmenty u boků
4.	flexe levého předloketního segmentu
5.	flexe levého nadloketního segmentu
6.	pravého holenního segmentu
7.	flexe levého holenního segmentu

tab. [4] sekvence pohybu pro přiřazení senzorů

Se znalostí sekvence pohybů a vykreslení naměřených dat v MATLABU, jsou záznamy přiřazeny k jednotlivým senzorům. Vzhledem ke vzorkovací frekvenci měření 50 Hz jsou data přefiltrována pomocí výpočtu střední hodnoty každých 50 vzorků. Tímto krokem je získán graf reprezentující pohyb v závislosti na čase, neboť frekvence 50 Hz definuje 50 naměřených vzorků za 1 sekundu.

V PŘÍLOHA 10 je graf pro kalibraci dat pod označením 26-12-1994. Jsou vykresleny průběhy zrychlení jednotlivých senzorů, nebo-li 0-6 senzorů (bráno od shora).

Na grafu lze vidět několik změn průběhu úhlového zrychlení měřeného v rámci každé souřadnice pro daný senzor.

Prvním pohybem je flexe pravého nadloketního segmentu. Kolem 2. sekundy lze rozpoznat první změny v průběhu zrychlení na senzoru 5. Z toho lze vypožorovat, že senzor 5 snímá pohyb pravého nadloketního segmentu.

Následující změna probíhá mezi 4.-6. sekundou na senzoru 0 a 5, který již byl přiřazen k pravému rameni. Senzor 0 tedy náleží pravému předloketnímu segmentu.

Dalším pohybem je předklon. Je hledán senzor připevněný na hrudním segmentu. Tento senzor má zaznamenat změnu zrychlení pouze pro tento pohyb. Tyto požadavky splňuje senzor 6, kde se změna projevuje pouze mezi 6.-8. sekundou.

Dále si lze pro pohyb levého předloketního segmentu povšimnout změna na senzoru 1 mezi 9.-11. sekundou. Pro pohyb levého nadloketního segmentu náleží změna v čase 11-14 s. Tato změna se projevuje na senzoru 2, a proto tento senzor náleží pohybu levého nadloketním segmentu.

Posledními kroky jsou nalezení senzorů na pravém a levém holenním segmentu. Prvním krokem je použití pravého segmentu. Aktivita je výrazná u 14.-16. s na senzoru 4. Senzor 4 je tedy připevněn na pravý

holenní segment. Zbývající sensor 3 je tedy připevněn na levý segment. To si lze ověřit aktivitou mezi 16.-19. s.

Tento postup byl použit pro všechny subjekty.

Tabulka reprezentující označení jednotlivých senzorů pro každé měření je v PŘÍLOHA 3.

3.5. Měření kloubních rozsahů ROM

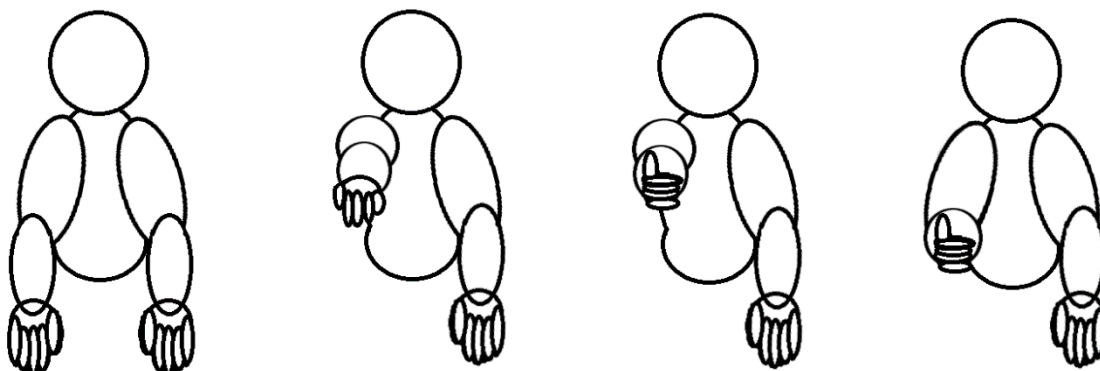
Před začátkem měření rozsahů kloubů ROM je nutno definovat nulové postavení. Pro toto měření byla použita 4 nulová postavení. Grafické znázornění nulových postavení je na obr. [5].

Nulové postavení A definujeme, jakožto vzpřímený stoj, kdy paže jsou připaženy a dlaně jsou otočeny směrem vpřed.

Nulové postavení B1 definujeme, jakožto vzpřímený stoj, kdy jedna paže je předpažena a dlaň směřuje vzhůru.

Nulové postavení B2 definujeme, jakožto vzpřímený stoj, kdy paže je předpažena a sevřená dlaň směřuje palcem nahoru.

Nulové postavení C definujeme, jakožto vzpřímený stoj, kdy paže jsou připaženy, jedna z rukou svírá pravý úhel a sevřená dlaň směřuje palcem nahoru.

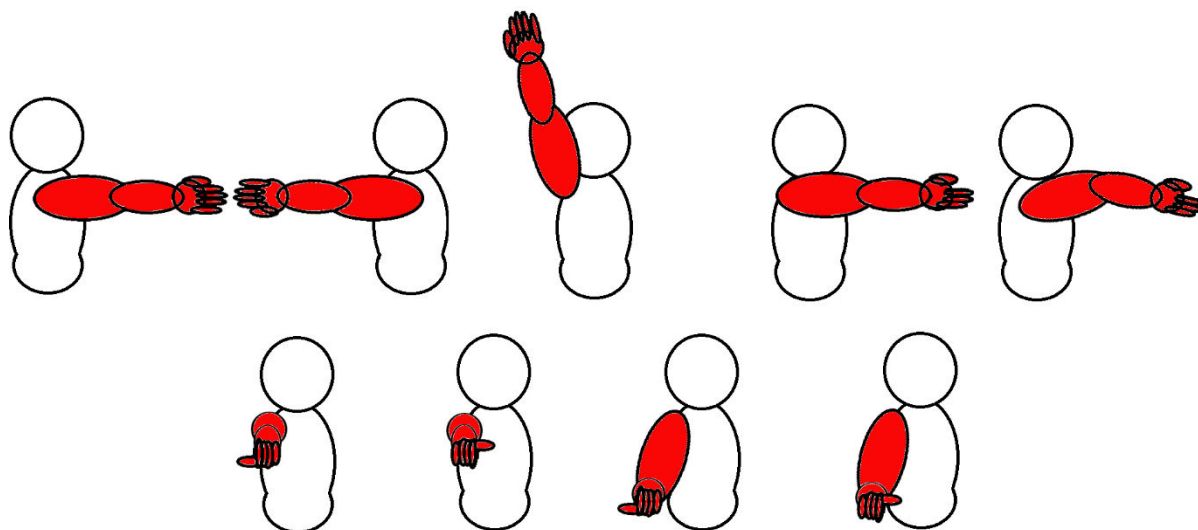


obr. [5] zleva – nulové postavení A, nulové postavení B1, nulové postavení B2, nulové postavení C

Sekvence pro měření ROM nadloketního a předloketního segmentu tab. [5] se skládá z pohybů:

1.	z nulového postavení A předpažit max. do 180°
2.	z nulového postavení A zapažit max. do - 90°
3.	z nulového postavení A zvednout horní segment v rovině s tělem max. do 180°
4.	z nulové postavení B1 otočit horní segment směrem k druhému rameni
5.	z nulového postavení B1 propnutí horního segmentu v loketním kloubu
6.	z nulového postavení B2 otočit předloketní segment k vnější straně těla
7.	z nulového postavení B2 otočit předloketní segment k vnitřní straně těla
8.	z nulového postavení C otočit předloketní segment k vnější straně těla
9.	z nulového postavení C otočit předloketní segment k vnitřní straně těla

tab. [5] sekvence pohybů pro měření ROM nadloketního a předloketního segmentu



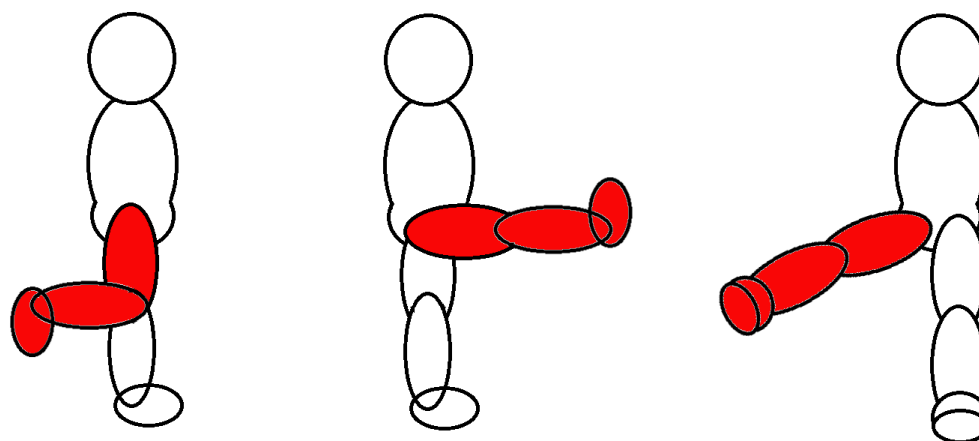
obr. [6] grafické znázornění sekvence pro měření ROM horního segmentu

Tato sekvence obr. [6] je použita pro pravý i levý horní segment.

Sekvence pro měření ROM tab. [6] dolního segmentu se skládá z pohybů:

1.	z nulového postavení A zakopnout nohou do -90°
2.	z nulového postavení A nataženou nohou přednožit max. do 90°
3.	z nulového postavení A nataženou nohou přednožit v rovině těla max. do 90°

tab. [6] sekvence pohybu pro měření ROM dolního segmentu



obr. [7] grafické znázornění sekvence pro měření ROM nohy

Tato sekvence obr. [7] je použita pro pravý i levý dolní segment.

3.6. Simulace postižené končetiny

Vzhledem k problémům se zajištěním 20 subjektů, u nichž by bylo diagnostikované pohybové omezení horních končetin, je provedena simulace postižené končetiny. Nejprve je nutno definovat pojem postižená končetina. Postižená končetina je taková, jejíž rozsahy ROM, jednotlivých segmentů, jsou výrazně menší, než u zdravé končetiny.

Pro simulaci je použito závaží. Je na výběr ze dvou druhů o různých hmotnostech, kdy jedno váží 5 kg a druhé 1 kg. Každý subjekt si zvolí závaží dle své fyzické zdatnosti. Problém při použití jednotné hmotnosti závaží spočívá v malém omezení rozsahu kloubů u silnějších jedinců. Zároveň, pokud slabší jedinec musí zvednout těžší závaží, místo simulace omezeného rozsahu kloubů by se jednalo o simulaci paralýzy.

Simulace je prováděna pouze na pravé horní končetině nezávisle, zdali subjekt má pravou či levou dominantní část těla.

Sekvence pohybů je podobná, jako u měření rozsahů kloubu (kapitola 3.3.3). Tato sekvence byla zjednodušená. Byly použity kroky 1-3 a 5-6 ze sekvence pro měření ROM nadloktí a předloktí. Grafické vyjádření sekvence pro měření ROM předloketního a nadloketního segmentu je na obr. [6].

3.7. Měření pohybů

Poslední krokem experimentu je měření různorodých činností. Hlavním rozdělení těchto činností spočívá v pohybu v sedě, ve stoje a při chůzi. Jednotlivé úkony byly prokládány nulovou polohou A, aby byla zajištěna lepší orientace v datech. Seznam pohybů je tvořen těmito úkony:

v sedě	<ol style="list-style-type: none"> 1. psaní perem 2. psaní na klávesnici/použití myši 3. jezení lžící a příborem 4. mávání v úrovni hlavy 5. česání 6. zvedání závaží
ve stoje	<ol style="list-style-type: none"> 7. mávání v úrovni hlavy 8. česání 9. čištění zubů 10. zvedání závaží 11. čtení knihy
při chůzi	<ol style="list-style-type: none"> 12. chůze 13. běh 14. mávání v úrovni hlavy 15. zvednutí závaží v půli trasy a položení na konci 16. hod míčkem v půli trasy

tab. [7] sekvence pohybů pro měření činností

3.8. Návrh předzpracování měřených dat

Nejdříve je potřeba si uvědomit, s jak velkým frekvenčním oknem bude potřeba klasifikovat. Z důvodu přílišné specifčnosti trénovacích dat, která by byla způsobena klasifikací po jednotlivých vzorcích, je zvoleno klasifikování po určitých segmentech. Každý úsek obsahuje k vzorků, kdy $k \in \mathbb{N}$. Definujeme velikost jednotlivého okna, jakožto velikost frekvenčního okna s $f = k$ Hz.

Znalost velikosti tohoto okna je důležitá pro sestavení sloupcového vektoru popisů pohybů. Délka vektoru popisu d lze popsat rovnicí (34). Tato hodnota je vždy zaokrouhlena dolů. Zaokrouhlení je z důvodů plynulé návaznosti souborů. Tohoto lze využít ku příkladu sestavování trénovací množiny, kdy jsou data přidána do jednoho souboru. Délka popisu vektorů pracuje s délkou záznamu z a velikostí frekvenčního okna f , se kterým je pracováno.

$$d = \left\lfloor \frac{z}{f} \right\rfloor \quad (34)$$

Pro označení jednotlivých oken je použito grafické vykreslení akcelerace pro jednotlivé senzory.

Vzhledem k tomu, že data byla naměřena s frekvencí 50 Hz a je pracováno s pěti sekundami, data, před klasifikací byla zjednodušena. Zjednodušování bylo provedeno tak, že pro každý 150 vzorků dlouhý úsek byla hledána střední hodnota. Pro účely spojování dat více subjektů byla data zbylá data na konci, jež byla dohromady kratší, než 150 vzorků, smazána. Vzhledem k tomu, že na konci měření měl subjekt úkol setrvat v nulové poloze, nemá toto řešení výrazný vliv na poslední pohyby. Jakmile byl klasifikovány hranice jednotlivých pohybů, byl sestaven sloupcový vektor reprezentující pohyb každých pět sekund.

3.9. Návrh zpracování měřených dat

Pro zpracování byly naimplementovány funkce v jazyce MATLAB. Celkem bylo naimplementováno 15 funkcí. Popis hlavních funkcí pro proces klasifikace je v PŘÍLOHA 4. Dále byly naimplementovány funkce pro přiřazení senzorů a statistické výpočty. Implementace pro trénování, klasifikaci a statistiku jsou přiloženy na CD.

3.10. Návrh statistického hodnocení měřených dat

3.10.1. Úspěšnost klasifikace pohybu

Pokud je testován nový klasifikátor, zajímá nás úspěšnost správné klasifikace (35). Neboť je důležité, aby klasifikátor přiřadil ke vstupům správné výstupy. Úspěšnost klasifikace u_K pohybu lze vypočítat jednoduchým způsobem. Stačí pouze znát počet správně klasifikovaných časových oken x_T ku počtu všem oknům.

$$u_K = \frac{\sum x_T}{\sum_{i=0}^n x_i} \quad (35)$$

3.10.2. Úspěšnost detekce pohybu

Klasifikátor, který detekuje a rozlišuje pohyb, musí mít co nejvyšší úspěšnost detekce pohybu. Pokud počet špatně oklasifikovaných oken je vysoký, je pravděpodobné, že úspěšnost klasifikace pohybu je též špatná. Tento stav při požadavku rozpoznání pohybu je nežádoucí. Úspěšnost správné detekce pohybu lze vyjádřit pomocí senzitivity a selektivity.

Abychom tyto pojmy mohli popsat, je nejprve nutno definovat TP, FN a FP. TP, nebo-li „true positive“, značí počet správných detekcí pohybu. Jinými slovy vyjadřuje počet stavů, kdy se subjekt pohyboval a klasifikátor označil, že se subjekt pohybuje. FN, „false negative“ označuje počet stavů, kdy klasifikátor označil, že subjekt setrvává v klidu, i když se subjekt pohyboval. FP, „false positive“, značí počet všech stavů, kdy klasifikátor označil, že se subjekt pohybuje, i když subjekt setrval v klidu.

Senzitivita sz (36), dle zdroje [13], vyjadřuje počet správných detekcí pohybu vůči počtu všech pozitivních detekcí.

Selektivita sl (37), dle zdroje [13], vyjadřuje počet klasifikovaných pozitivních příznaků ku všem příznakům, které měly být klasifikovány, jako pozitivní.

$$sz = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 [\%] \quad (36)$$

$$sl = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 [\%] \quad (37)$$

Je požadována co nejvyšší hodnota těchto parametrů. Čím vyšší hodnota sensitivity je, tím klasifikátor méně klasifikuje klidové stavy, jako pohyb. Se vzrůstající hodnotou selectivity klasifikátor v méně případech označí pohyb, jako klidový stav.

3.10.3. Hledání rozdílů mezi dvěma končetinami

Abychom rozlišili dvě končetiny z pohledu statistiky, je vhodné zkoumat, zda-li pohyby daných končetin podléhají normálnímu rozdělení.

Pro získání informace o normálním rozdělení je využita funkce MATLABu `jbtest`. Tato funkce, dle stránky [14], pracuje s Jarque-Bera testem. Jarque-Bera Test (38) je dvoustranný test shody, kdy není známé, zda-li se jedná o normální rozdělení a tato informace je požadována. n je počet vzorků, s je asymetrie pravděpodobnostního rozdělení a k je koeficient špičatosti.

Tento test pracuje s nulovou hypotézou, že data jsou normálně rozdělena s neznámou střední hodnotou a rozptylem. Alternativní hypotézou je, že data nejsou normálně rozdělena. Pokud výstupem této funkce je 1, nulová hypotéza je zamítnuta na hranici významnosti 5%.

$$JB = \frac{n}{6} \left(s^2 + \frac{(k-3)^2}{4} \right) \quad (38)$$

Test je iterován pro každý pohyb v rámci každého parametru pro všechny subjekty.

Pokud pro daný segment těla již v rámci předešlého kroku byla tato hypotéza zamítnuta, data jsou již nezávisle na výsledku funkce `jbtest` označena, že nepodléhají normálnímu rozdělení.

Pokud data mají normální rozdělení, je počítán průměr (39) a směrodatná odchylka (40). Jestli-že data nemají normální rozdělení, je vypočítán medián, kvantil, minimální a maximální hodnota. Tyto hodnoty jsou počítány na základě implementovaných funkcí MATLABu ze stránky MathWorks. .

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=0}^n x_i}{n} \quad (39)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (40)$$

Pro data, jež nejsou normálně rozdělena, je použit Wilcoxonův test. Wilcoxonův test je neparametrický test dvou skupin, jejichž prvky tvoří pár. Párem může být ku příkladu dominantní nadloktí a nedominantní nadloktí. Pro výpočet je použita aproximace pomocí z-statistiky (41). W je součet rozdílů mezi prvky dvojicemi. n označuje, kolikrát byly nalezeny rozdíly mezi prvky dvojic. t.ead je parametr nastavení vazby. Tento parametr je vypočítán pomocí funkce `tiedrank` implementované v MATLABu, dle stránky

Tento test, dle stránky [15] zkoumá nulovou hypotézu, že dva vektory dat jsou rozděleny s nulovým mediánem. Tato funkce se nazývá signedrank. Pokud výstupem této funkce je 1, nulová hypotéza je zamítnuta na hladině významnosti 5%.

$$z = \frac{\left(\frac{W - n(n + 1)}{4}\right)}{\sqrt{\frac{n(n + 1)(2n + 1) - tiedj}{24}}} \quad (41)$$

Pokud funkce signedrank, která slouží pro aplikaci Wilcoxonova testu, vrátí pravděpodobnost $p < 0,05$, byla nalezena statisticky významná závislost mezi dvěma končetinami.

3.11. Závěr

Pro experimentální část je navržena soustava zapojení sedmi segmentů. Sensory jsou umístěny ve třech třech párech. Párové zapojení sensorů je provedeno na předloketním segmentu, nadloketním senzoru a holenním segmentu. Sedmý senzor je umístěn do středu hrudní hrudního segmentu. Jsou navrženy měřící sekvence. Celkem je navrženo pět sekvencí, kdy první sekvence slouží pro následné přiřazení výstupů dat k jednotlivým sensorům, druhá a třetí slouží pro měření rozsahů kloubů, čtvrtá je simulace postižené končetiny a pátá měří jednotlivé pohyby. Měření je prokládáno čtyřmi typy nulových poloh. Tyto polohy slouží pro lepší orientaci v datech a rozlišení klidového stavu vůči pohybu. Výstup klasifikátoru je zkoumán ze dvou pohledů. První zkoumá úspěšnost správné klasifikace vůči manuální klasifikaci. Druhá zkoumá úspěšnost detekce pohybu pomocí senzitivity a selektivity. Pro stanovení rozdílů mezi dominantní a nedominantní končetinou a zdravou či postiženou končetinou je zvolen Wilcoxonův párový test. Tento test je prováděn, pokud data nepodléhají normálnímu rozdělení. Normální rozdělení je zkoumáno pomocí Jarque-Bera Testu. Pokud výstupem Wilcoxonova testu je hodnota p nižší, než 0,05, jedná o statisticky významnou závislost mezi dominantní a nedominantní či zdravou a postiženou končetinou.

4. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V této části práce je využito navržených metod v kapitolách předcházejících, aby byla otestována vhodnost. Současně jsou výsledky využity v rámci studie zdravých subjektů v souladu se zadáním práce

4.1. Měřené subjekty

V rámci práce byla provedena měření dvaceti subjektů, přičemž měření bylo schváleno Etickou komisí FMBI ČVUT. Měření se účastnilo osm žen a dvanáct mužů. V rámci těchto dvou skupin se účastnilo sedmnáct subjektů s dominantní pravou stranou těla a tři subjekty s dominantní levou stranou. Informace o dominantní straně těla byly převzaty od subjektů. Genderový poměr dominantních stran je v tab. [8].

		dominantní strana těla	
		pravá	levá
pohlaví	ženy	6	2
	muži	11	1

tab. [8] genderové rozdělení měřených subjektů z pohledu dominantní části těla

Další získané informace byly datum narození, hmotnost a výška. Převzatá data jsou v PŘÍLOHA 2.

4.2. Klasifikace subjektů

Subjekty resp. naměřená data byly klasifikovány, tj. rozděleny d skupin, z pohledu dominantní a nedominantní poloviny těla. Pro porovnání jsou použita data seřazená z pohledu dominantní a nedominantní končetiny.

Druhou klasifikací data měřených subjektů je postižená (tj simulovaná postižená) či a zdravá končetina. Vzhledem k simulaci postižené končetiny pouze na pravé ruce jsou použita data pro pravou ruku. Tato data jsou převzata od všech subjektů, neboť subjekty s dominantní levou polovinou téže simulovali pohyb prostřednictvím pravé ruky.

4.3. Průběh experimentu

Měření započal vždy přípravou subjektu k měření. Po příchodu každý subjekt nahlásil potřebné osobní údaje (následně anonymizované) a byla naměřena antropometrická data. Na subjekt byly rozmístěny sensory v souladu s popisem uvedeným v (kap. 3.3.) a zafixovány pomocí obvazů a oboustranné izolepy. Kolem pasu bylo připevněno vysílací zařízení a k němu pomocí kabelů připojena soustava senzorů dle obr. [4].

Pomocí routeru připojeném k počítači byla zaznamenávána data měřená pohybovými senzory. Byly provedeny měřicí sekvence (kap. 3.4, kap. 3.5, kap. 3.6, kap. 3.7).

Pro 7 subjektů byly použité pohybové senzory, jež v některých případech vykazovaly poruchu. Porucha se projevila v neměření akcelerace. Tyto data nebyla pro použita pro klasifikaci pohybu. Pro statistiku byla tato data použita v souladu se zadáním. Aby bylo zamezeno problémům s aplikací NaN hodnot, ve výpočtových funkcích byla implementována ochrana proti testování nevalidních hodnot. Ochrana kontrolovala výskyt NaN hodnoty a případně zohlednila celkový výstup. Statistické hodnocení se následně provádělo na menším počtu měřených dat.

4.4. Předzpracování naměřených dat

Pro předzpracování dat pro klasifikaci je použito rozhraní MATLAB. Do něho byly implementovány metody popsané v (kap. 3.1.). V programu jsou vykresleny jsou graficky prezentovány, vykresleny, závislosti zrychlení na čase. Dle sekvence (tj. kalibračního měření) pro přiřazení senzorů konkrétním segmentům těla v měřených datech, jsou označeny jak měřená data, tak spočtené parametry pohybu, tj. výstupní data. Ze znalosti velikosti frekvenčního okna, tj. předem zvolené délky záznamu použité pro výpočet parametrů závislých na délce časového okna, se kterou je požadovaná práce, je sestaven vektor výstupů. Tento vektor klasifikuje pohyb pro každé frekvenční okno. Následně jsou označeny jednotlivé segmenty každého pohybu. Pro každý pohyb a segment jsou určeny parametry pohybu vztažené na velikost jednoho frekvenčního okna. Na základě znalosti o dominantní straně těla jsou data seřazená na dominantní a nedominantní část. Za pomoci vektoru výstupů jsou extrahována data pro trénování. Extrakcí jsou vyloučena přechodová, tj. data odpovídající přechodovým fázím mezi pohybu, data reprezentující nulovou polohu, aby nebyla data použita pro klasifikaci a statistickou analýzu zkrusena. Pro nulovou polohu je konstantně voleno první časové okno, neboť subjekty na začátku měření měli setrvat v nulové pozici. Je vytvořena trénovací množina ve formátu table. Ukázka trénovací množiny je v příloze na CD. K trénovací množině je přiřazen vektor výstupů klasifikující pohyb každé frekvenční okno.

4.5. Statistické vyhodnocení výsledků

Z důvodu poruchy senzoru při prvních 7 měření byl použit senzor, který neměřil pro poruchu akceleraci, je pro analýzu výstupu klasifikátoru použito pouze 13 záznamů subjektů. Pro trénování je použito 10 záznamů. Zbylé 3 záznamy jsou použity pro stanovení úspěšnosti klasifikátoru. Data jsou rozdělena tak, aby v obou skupinách byla data obou genderových rozdělení i dominantních stran. Úspěšnost klasifikátoru je stanovena na základě úspěšnosti klasifikace pohybu (kap. 3.10.1) a úspěšnosti detekce pohybu (kap. 3.10.2).

Porovnání manuální klasifikace vůči výstupu klasifikátoru je v PŘÍLOHA 9.

4.5.1. Úspěšnost klasifikace konkrétních pohybů

Pro stanovení úspěšnosti byla použita data subjektů s názvy: 22-06-1994,17-06-1995 a 30-08-1995.

Na úspěšnost klasifikátoru bylo pohlíženo dvěma způsoby. První způsob zkoumal, jaká je úspěšnost klasifikátorů bez klasifikace přechodových stavů mezi pohyby, tj. ku příkladu zdvih ruky, ve které je hřeben, ku česání. Pro tyto data bylo aplikováno 205 oken. Správně bylo oklasifikováno 87 oken. Z toho vyplývá, že úspěšnost klasifikátoru je, dle rovnice (35), 42,44 %.

Pokud by pro klasifikaci byla použita data s přechodovými stavy, bylo by klasifikováno 408 oken a správných klasifikací by bylo 125. Úspěšnost klasifikátoru, dle (35), by pak byla 30,64%.

Na základě těchto výpočtu vyplývá, že použití přechodových stavů výrazně snižuje úspěšnost klasifikace pohybu.

Porovnání manuální klasifikace vůči klasifikátoru při nevyužití přechodových stavů je v PŘÍLOHA 10.

4.5.2. Úspěšnost detekce aktivity a klidového stavu

Pro stanovení úspěšnosti, jako v předchozí kapitole, jsou použita data subjektů s názvy: 22-06-1994, 17-06-1995 a 30-08-1995. Pro stanovení selektivity a senzitivity byla použita následující tab. [9]. Pro výpočet senzitivity a selektivity byla použita data bez přechodových stavů, jež byla klasifikována v předchozí kapitole.

klasifikace výstupů	počet
TP	166
FP	30
FN	9

tab. [9] tabulka klasifikace výstupů na základě manuální klasifikace

Z rovnice (36) a tab. [9] je zjištěno, že senzitivita klasifikace je 84,69 %. Z rovnice (37) a tab. [9] je zjištěno, že selektivita klasifikace je 94,86 %.

Hodnoty senzitivity a selektivity jsou nadmíru uspokojivá. Senzitivita může být ovlivněna neklidem subjektu při nulové poloze. Selektivita je ovlivněna typem pohybů. Ku příkladu, když subjekt měl jít a musel se otočit, chvíli prováděl nulovou pozici, neboť se zastavil.

Experimentálně byly voleny různé sestavy trénovacích a testovacích množin. Trénovací skupina se vždy skládala z dat deseti subjektů a testovací skupina se skládala ze tří subjektů. Nebyly nalezeny výrazné rozdíly v senzitivitě a selektivitě, tudíž lze předpokládat, že trénování klasifikátoru není silně závislé na datech pro trénování.

4.6. Analýza dominantního a nedominantního segmentu.

Bylo provedeno porovnání končetin pomocí funkce jbttest (36). Důležité je, že pokud pro daný segment nepodléhal již nulovému rozdělení, nezávisle na tomto testu nepodléhá nulovému rozdělení.

Výstupem je informace, že rozdíly mezi dominantní a nedominantní končetinou nepodléhají nulovému rozdělení.

Pomocí Wilcoxonova párového testu byly hledány pravděpodobnosti výskytu rozdílů mezi těmito končetinami.

Pohybová data byla rozdělena na synchronní a asynchronní. U asynchronní dat není předpokládána, že bude nalezen výrazný rozdíl u párových segmentů, tj. ku příkladu česání, kdy subjekt používá pouze jednu ruku. U synchronních dat toto předpokládané není. Tabulka asynchronních pohybů, u nichž se stanovuje statistická významnost, tj. $p < 0,05$ %, je v PŘÍLOHA 7. Tabulka synchronních pohybů, u nichž se stanovuje statistická významnost, tj. $p < 0,05$ %, je v PŘÍLOHA 8.

U synchronních pohybů lze diskutovat, že by zde neměly být nalezené výrazné rozdíly mezi párovými segmenty. Statistická významnost se projevila u parametrů zkoumající změna amplitudy a intenzity. Ku příkladu při je nalezena statistická významnost, kdy měřený subjekt došlapu či uvolněně pohybuje rukama při chůzi. Analýza zdravé a postižené končetiny

4.7. Analýza zdravého a postiženého segmentu

Byla zkoumána data z pohledu zdravé a postižené končetiny. Data pro zdravou končetinu byla převzata z měření ROM horního segmentu. Byly zvoleny takové, jež reprezentují sekvenci pohybu pro měření postižené končetiny. Postižená končetina byla simulována pomocí závaží. Pro experiment byla použita data pouze pro předloketní a nadloketní segment, neboť subjekty nezávisle na dominantní končetině, simulovali pohyb pouze na pravé ruce.

Stejně, jako v přechodí kapitole, byly data zkoumána, zda-li podléhají normálnímu rozdělení. Bylo zjištěno, že data nepodléhají normálnímu rozdělení. Byl použit Wilcoxonův párový test. Statisticky významné výsledky jsou v PŘÍLOHA 6.

4.8. Závěr

V rámci práce byly navrženy metody hodnocení pohybu pomocí gyro-akcelerometrů, tj. senzorů polohy, pro perspektivní chytrou ortézu. Za účelem testování bylo provedeno měření dvaceti subjektů. Experiment se skládal ze čtyř částí, kdy byly měřeny různé sekvence pohybů. Tyto sekvence byly sestaveny na základě požadavku testování pohybu horních i dolních segmentů. Na změřených datech bylo provedeno trénování. Data pro trénování byla seřazena dle dominance a extrahována na základě klasifikace pohybu, aby bylo zamezena aplikace přechodových stavů.

Trénování klasifikátoru probíhalo za pomoci rozhraní Classifier Learner. Tato aplikace umožní trénování pro širokou škálu klasifikátorů. Jakmile je vytvořen natrénovaný model, uživatel klasifikuje data pomocí tohoto modelu. Testovací skupina musí mít stejný formát, tj. počet sloupců a názvy jednotlivých z nich. Dalším krokem bylo provedení statistické analýzy na naměřených datech.

Byly zkoumány rozdíly pohybu mezi dominantní a nedominantní končetinou. Bylo uvažováno, že pohyby se dělí do dvou skupin. První skupina obsahovala všechny asynchronní pohyby. Asynchronní pohyby byly stanoveny takové, pro nichž platí, že pokud je porovnáván pár končetin z pohledu dominantní a nedominantní části, budou nalezeny velké rozdíly v pohybu. Druhá skupina obsahovala všechny synchronní pohyby. Pro tyto pohyby je specifické, že pokud je zvolen jakýkoliv pár končetin a porovnán z pohledu

dominantní a nedominantní části, nebudou nalezeny velké rozdíly v pohybu. Bylo indikováno 6 statisticky významných případů. Tyto případy se vyskytly na předloketních a nadloketních senzorech. Parametry těchto případů byly Pearsonův korelační koeficient počítající závislost mezi zrychlením v ose x a v ose y, rozsahy úhlů a intenzita pohybu pracující se zrychlením.

Dalším krokem bylo hledání rozdílů mezi zdravou a postiženou končetinou. Pro klasifikaci, oproti porovnání dominantního a nedominantního segmentu, byla použita data pro pravý a levý horní segment. Dominantnost končetiny v této klasifikaci nebyla zohledněna, neboť subjekty s dominantním levým horním segmentem simulovali postiženou končetinu prostřednictvím pravého horního segmentu. Vzhledem k tomu, že byla simulován pouze pravý horní segment, pro klasifikaci byla použita data pouze pro pravý nadloketní a předloketní segment. Celkem bylo analyzováno 259 jevů. Statisticky významných jevů bylo nalezeno 54. Statisticky významné jevy byly označeny převážně u parametrů zkoumající degradaci postižené končetiny vůči zdravé.

5. DISKUZE

V rámci práce byly navrženy metody hodnocení pohybu pomocí gyro-akcelerometrů pro perspektivní chytrou ortézu. Výsledky vypočtených parametrů pohybu byly okomentovány a využity v návrhu klasifikace typů pohybů.

Úspěšnost správné klasifikace typu pohybu byla 42,44 %. Aby byla zajištěna správná detekce pohybů, je nutno úspěšnost správné klasifikace zvýšit. Pokud se podíváme do tabulky obsahující výsledky manuální klasifikace, lze si povšimnout několika skutečností. Vzniká častá záměna pohybů v rámci třech charakteristických skupin pohybů. Tyto skupiny jsou pohyb v sedě, pohyb ve stoje a pohyb za chůze. Problém spočívá v podobnosti pohybů. Pokud například subjekt sedí u stolu, píše na numerické klávesnici a druhá ruka je staticky umístěna na klávesnici, klasifikátor tento pohyb může zaměnit za pohyb, kdy jedna ruka drží sešit a druhá píše.

Dalším problémem při klasifikaci je nevhodné umístění senzorů na holenní části dolní končetiny, a to pouze té a nikoliv na jiné části dolní končetiny. Jelikož spousta lidí sedí tak, že jejich holenní segmenty svírají pravý úhel se židlí. Poloha těchto holenních segmentů je podobná poloze stáními stoje. To se při klasifikaci pak projeví záměnou typu skupiny pohybů. Při klasifikaci je pak místo posilování v sedě detekováno posilování ve stoje. Podobných případů, kdy dochází k záměně pohybů, bylo několik, např. záměna mávání a česání, pokud subjekt mával v úrovni hlavy.

Existují tři možnosti, jak tento problém řešit. Prvním je sestavení obecných typů pohybů, tzn. že místo klasifikace např. čištění zubů, česání apod. budou klasifikovány pouze pohyby odpovídající zvednutým nadloketním a předloketním segmentem. Druhým způsobem je vhodnější návrh rozmístění senzorů. Vhodné by bylo umístění senzorů na stehenní segmenty, neboť u nich lze jasně prokázat, jestli subjekt sedí či stojí. Aby byl rozlišen pohyb rukou položených na stole, bylo by vhodné umístit senzory na segmenty dlaní. Pomocí tohoto umístění lze rozlišit, zdali je hřbet dlaně kolmo či vodorovně vůči pracovní desce neboli zda je právě psáno na papír perem či na počítačové klávesnici. Třetím způsobem je rozšíření rešerše a výběr potenciálně vhodných parametrů pohybu a následná implementace těchto ukazatelů do klasifikace, neboť některé z dalších parametrů by umožnily i výše uvedené podobné pohyby rozlišit, např. parametry hodnocení dat ve frekvenční oblasti.

Důležitou informací pro klasifikaci pohybů je znalost rozdílů mezi dominantními a nedominantními segmenty. Výzkum probíhal pouze na párových segmentech, tzv. že nebyla použita data pro hrudní segment. Celkem bylo nalezeno 239 statisticky významných rozdílů v parametrech pohybu. Je předpokládáno rozdělení pohybů na synchronní a asynchronní. U asynchronních pohybů je předpokládán velký rozdíl mezi pohybem dominantní a nedominantní končetiny. Např. česání, kdy jedna ruka je volně spuštěná, lze považovat za asynchronní pohyb. Opakem asynchronního pohybu je synchronní pohyb. Mezi synchronní pohyby byly zařazeny chůze a běh. Z celkových 239 statisticky významných rozdílů 6 náleželo synchronním pohybům. Tyto jevy byly zaznamenávány na předloketních a nadloketních segmentech. Parametry byly Pearsonův korelační koeficient, rozsahy úhlů a Signal magnitude area.

V souladu se zadáním byl proveden výzkum zabývající se rozdílem mezi zdravou a postiženou končetinou. Vzhledem k tomu, že pro simulaci postižené končetiny byl vždy použit pravý horní segment nezávisle na dominantní části těla, byly zkoumány pouze pravé nadloketní a předloketní segmenty. Z 259 jevů bylo nalezeno 54 statisticky významných rozdílů v parametrech prováděných typů pohybů. Převážný výskyt statisticky významných rozdílů hodnot parametrů byl u parametrů RAV a P.

6. ZÁVĚR

Byl proveden návrh měření, hodnocení pohybu, hodnocení pohybu a jeho klasifikace a realizace statistiky dat dle zadání bakalářské práce. Jednotlivé závěry teoretické, návrhové a experimentální části jsou popsány v závěrech náležitých částí.

Je celkem vybráno jedenáct parametrů kvantitativního hodnocení pohybů. Pro klasifikaci pohybové aktivity byla zvolena aplikace integrovaná v MATLABu. Tato aplikace umožňuje trénovat data pro klasifikaci pomocí Tree, SMV a KNN klasifikátoru.

Pro experimentální část je navrhována soustava rozmístění sedmi snímačů pohybu umístěných na segmentech těla. Sensory jsou umístěny ve třech třech párech. Párové zapojení sensorů je provedeno na předloketním segmentu, nadloketním senzoru a holenním segmentu. Sedmý senzor je umístěn do středu hrudního segmentu. Jsou navrhovány pohybové sekvence subjektu, které jsou měřeny. Celkem je navrhováno pět sekvencí. Na změřených datech bylo provedeno trénování. Data pro trénování byla seřazena dle dominance a extrahována na základě klasifikace pohybu, aby bylo zamezena aplikace přechodových stavů. Výstup klasifikátoru byl zkoumán ze dvou pohledů. První zkoumal úspěšnost správné klasifikace vůči manuální klasifikaci. Druhý zkoumaný jev byla úspěšnost detekce pohybu pomocí senzitivity a selektivity. následně byl stanoven rozdíl mezi dominantní a nedominantní končetinou a zdravou či postiženou končetinou .

6.1. NAPLNĚNÍ CÍLŮ PRÁCE

Pro inerciální systém měření pohybu segmentů těla byly nalezeny parametry zaváděné do lékařské pro hodnocení aktivity končetin během klinického měření a dlouhodobé rehabilitace. Celkem bylo nalezeno jedenáct parametrů. Aplikované parametry slouží pro klasifikaci pohybů i porovnání aktivity zdravé a postižené končetiny. Dále tyto parametry slouží pro porovnání pohybové aktivity dominantní a nedominantní končetiny. Byl navrhnut experiment. Tento experiment se skládal z pěti částí. První část sloužila pro přiřazení senzorů k jednotlivým výstupům dat. Druhá a třetí část zkoumaly rozsahy kloubů. Čtvrtá část simulovala pohyb postižené končetiny. Pátá část zaznamenávala pohyby. Na experimentu bylo spolupracováno s dvaceti subjekty. Tato skupina obsahovala tři subjekty s dominantní levou stranou těla. Zbýlých sedmnáct subjektů měly dominantní pravou stranu těla. Pro experiment byl použit Mtw Development Kit od firmy XSENS.

Byl testován klasifikátor z pohledu správné klasifikace typu pohybu a rozlišení pohybu a klidové fáze. Byla vytvořena trénovací množina z dat deseti subjektů. Testována byla data třech subjektů. Zbýlých sedm souborů dat pro klasifikaci nebylo využito z důvodu částečné poruchy senzorů, které neměřili akceleraci. Bylo zjištěno, že na datech, u nichž byly odstraněny přechodové stavy, byla úspěšnost správné klasifikace typu pohybu 42,44 %. Pokud by nebyly odstraněny přechodové stavy, úspěšnost správné detekce typu pohybu by byla pouze

30,64 %. Z toho vyplývá, že je potřeba před klasifikací odstranit přechodové stavy. Nízká úspěšnost klasifikace je způsobem podobností některých pohybů. Ku příkladu, pokud subjekt sedí a má ruce zapřené o stůl, klasifikátor může mít problém s rozlišením, zdali subjekt pracuje na počítači či píše.

Dalším krokem klasifikace výstupu pohybu byla provedena za pomoci selektivity a senzitivity. Tyto parametry byly použity pro stanovení, zdali klasifikátor správně detekoval, že se subjekt pohybuje. Senzitivita byla 84,69 a selektivita 94,86. Tyto hodnoty definují, že klasifikátor rozpozná pohyb s velkou pravděpodobností.

Statistické zhodnocení dominantní vůči nedominantní končetině a zdravé vůči postižené končetině bylo provedeno pomocí Wilcoxonova testu. Tento test zkoumá, zdali data mezi sebou závislých párů mají nulový medián. Záznam pohybů je rozdělen na synchronní a asynchronní pohyby. Za synchronní pohyby byla uvažována chůze a běh. U šesti parametrů vypočtených pro synchronní pohyb byla zjištěn statisticky významný rozdíl. U parametrů vypočtených pro asynchronní pohyb se toto hodnocení neprovádělo z důvodu předpokladu rozdílného pohybu dominantní a nedominantní končetiny.

byl proveden výzkum zabývající se rozdílem mezi zdravou a postiženou končetinou. Vzhledem k tomu, že pro simulaci postižené končetiny byl vždy použit pravý horní segment nezávisle na dominantní části těla, byly zkoumány pouze pravé nadloketní a předloketní segmenty. Z 259 parametrů pro různé typy pohybů bylo nalezeno 54 se statisticky významným rozdílem.

6.2. PERSPEKTIVY DALŠÍHO ŘEŠENÍ

Tato práce je základem pro vytvoření analýzy pohybu měřeného gyro-akcelerometry chytré ortézy. Hlavními kroky, jenž by měli po této práci následovat, jsou volba dalších parametrů pro hodnocení pohybu a případně rozšíření počtu a úprava návrhu rozmístění senzorů. Jak již bylo v diskuzi řečeno, byly vyhodnoceny důvody neúspěšné klasifikace. Proto bych také doporučila pokračovat ve volbě a testování jiných typů klasifikátorů.

Pro otestování funkčnosti mnou navržených metod výpočtů parametrů pohybu a klasifikátoru je také předpokládáno měření většího počtu subjektů a aplikace to klinické praxe s cílem testování měření reálných pacientů, a to ve FN Motol.

7. REFERENCE

- [1] GARCIA-CEJA, Enrique; BRENA, Ramon. Long-term activity recognition from accelerometer data. *Procedia Technology*, 2013, 7: 248-256.
- [2] COLEY, Brian, et al. Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait & posture*, 2007, 25.4: 523-532.
- [3] GOSHVARPOUR, Atefeh; GOSHVARPOUR, Ateke. Nonlinear analysis of human gait signals. *International Journal of Information Engineering and Electronic Business*, 2012, 4.2: 15.
- [4] KHUSAINOV, Rinat, et al. Real-time human ambulation, activity, and physiological monitoring: Taxonomy of issues, techniques, applications, challenges and limitations. *Sensors*, 2013, 13.10: 12852-12902.
- [5] ŠKODA, David. Metody hodnocení polohy horní končetiny pomocí Xsens systému. 2014.
- [6] GOSHVARPOUR, Atefeh; GOSHVARPOUR, Ateke. Nonlinear analysis of human gait signals. *International Journal of Information Engineering and Electronic Business*, 2012, 4.2: 15.
- [7] VAŇKOVÁ, Eliška. Nelineární metody analýzy variability srdečního rytmu při metabolickém syndromu. 2016. Bachelor's Thesis. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [8] KRIŠTOUFEK, Ladislav; VOŠVRDA, Miloslav. Efektivita kapitálových trhů: fraktální dimenze, Hurstův exponent a entropie. *Politická ekonomie*, 2012, 60.2: 208-221.
- [9] Fórum:Testy/Pearsonův korelační koeficient – WikiSkripta. [online]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Fórum:Testy/Pearsonův_korelační_koeficient
- [10] VACULÍK, Karel. Základy teorie informace a statistické entropie. 2013. PhD Thesis. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta
- [11] R/s Analysis to estimate the Hurst exponent « Fractals and Stochastic Calculus. *Fractals and Stochastic Calculus* [online]. Dostupné z: <https://stochasticfractals.wordpress.com/2009/10/14/rs-analysis-to-estimate-the-hurst-exponent/>
- [12] Document moved. MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink [online]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/stats/classificationlearner-app.html>
- [13] SAMI - Signal Analysis, Modelling, and Interpretation Group [online]. Copyright © [cit. 25.05.2017]. Dostupné z: <http://sami.fel.cvut.cz/bsg/Seizure%20Detector%20zadani.pdf>
- [14] MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink [online]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/stats/jbtest.html>
- [15] MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink [online]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/stats/signrank.html>
- [16] MTx - Products - Xsens 3D motion tracking. Home - Xsens 3D motion tracking [online]. Dostupné z: <https://www.xsens.com/products/mtx/>

OBRÁZKY:

[17] SoftBank Robotics Documentation [online].

Dostupné z: http://doc.aldebaran.com/2-1/_images/rollPitchYaw.png

[18] MTx - Products - Xsens 3D motion tracking. Home - Xsens 3D motion tracking [online].

Dostupné z: <https://www.xsens.com/products/mtx/>

8. PŘÍLOHY

TABULKY:

PARAMETRY	ANALYZOVANÉ	POUŽITÁ DATA	ROVNICE	REFERENCE
RAV score	kinematický rozdíl mezi zdravou a postiženou rukou	zrychlení, úhly	$\text{RAV score} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^k \Delta \text{RAVr}}{k} \times 100 [\%]$	[2]
P score	rozdíl mezi zdravou a postiženou rukou v rámci jedné osy	zrychlení, úhlová rychlost	$\text{P score} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^k \Delta \text{Pr}}{k} \times 100 [\%]$	[2]
Pearsonův korelační koeficient	závislost mezi dvěma parametry	zrychlení, úhly	$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad r_{yz} = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})(z_i - \bar{z})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z})^2}} \quad r_{zx} = \frac{\sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z})(x_i - \bar{x})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}$	[9]
minimální a maximální úhel kloubních rozsahů	rozsahy úhlů kloubů.	úhly	$\phi_{\max_1} = \max \tan^{-1} \left(\frac{M_{32_1}}{M_{33_1}} \right), \theta_{\max_1} = - \max \sin^{-1} (M_{31_1}), \gamma_{\max_1} = \max \tan^{-1} \left(\frac{M_{21_1}}{M_{11_1}} \right)$ $\phi_{\min_1} = \min \tan^{-1} \left(\frac{M_{32_1}}{M_{33_1}} \right), \theta_{\min_1} = - \min \sin^{-1} (M_{31_1}), \gamma_{\min_1} = \min \tan^{-1} \left(\frac{M_{21_1}}{M_{11_1}} \right)$	[5]
průměrná intenzita pohybu	analýza dlouhodobého záznamu	zrychlení, úhly	$\text{AI} = \frac{1}{T} \left(\sum_{t=1}^T \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2} \right)$	[1]
rozptyl intenzity pohybu	analýza dlouhodobého záznamu	zrychlení, úhly	$\text{VI} = \frac{1}{T} \left(\sum_{t=1}^T \left(\sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2} - \frac{1}{T} \left(\sum_{t=1}^T \sqrt{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2} \right) \right)^2 \right)$	[1]
signal magnitude vector	stupeň intenzity pohybu	zrychlení, úhly	$\text{SMV} = \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2}$	[4]
signal magnitude area	rozhodnutí, zda-li je subjekt v klidu či se pohybuje	zrychlení, úhly	$\text{SMA} = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^n (x_j + y_j + z_j)$	[4]
Lyapunův exponent	ovlivnění systému počátečními stavy.	zrychlení, úhly	$\lambda(i) = \frac{1}{j h \delta_i} \log \frac{ x_{n+jh} - x_{i+jh} }{ x_n - x_i }$	[7]
Hurstův exponent	časová závislost trendu záznamu dat	zrychlení, úhly	$H = \frac{\log([R/s(n)])}{\log(n)}$	[8,11]
Entropie	míra neuspořádanosti systému.	zrychlení, úhly	$H(x) = - \sum_{x \in M} p(x) \log_2(p(x))$	[10]

PŘÍLOHA 1 tabulka nalezených parametrů

ID	datum narození	pohlaví	dominantní strana těla
0	23.3.1995	muž	pravá
1	23.10.1994	žena	pravá
2	14.6.1993	muž	pravá
3	16.3.1996	muž	pravá
4	31.8.1996	muž	levá
5	5.5.1997	muž	pravá
6	15.7.1996	muž	pravá
7	22.6.1994	žena	levá
8	16.7.1995	muž	pravá
9	18.4.1994	žena	pravá
10	3.10.1994	muž	pravá
11	23.8.1996	žena	pravá
12	26.5.1996	žena	levá
13	26.12.1994	muž	pravá
14	24.10.1994	muž	pravá
15	28.11.1994	žena	pravá
16	22.6.1995	muž	pravá
17	7.11.1994	žena	pravá
18	28.1.1995	žena	pravá
19	30.8.1995	žena	pravá

PŘÍLOHA 2 tabulka převzatých dat od měřených subjektů

ID	datum narození	senzor						
		0	1	2	3	4	5	6
0	23.3.1995	hrudní segment	pravý nadloketní segment	levý předloketní segment	levé nadloktí	levý holenní segment	pravý předloketní segment	pravý holenní segment
1	23.10.1994	pravý předloketní segment	levý předloketní segment	pravý holenní segment	levé nadloktí	hrudní segment	levý holenní segment	pravý nadloketní segment
2	14.6.1993	pravý předloketní segment	pravý holenní segment	levý holenní segment	hrudní segment	levý předloketní segment	pravý nadloketní segment	levé nadloktí
3	16.3.1996	hrudní segment	levé nadloktí	levý holenní segment	pravý holenní segment	pravý předloketní segment	levý předloketní segment	pravý nadloketní segment
4	31.8.1996	pravý nadloketní segment	hrudní segment	pravý předloketní segment	pravý holenní segment	levý holenní segment	levé nadloktí	levý předloketní segment
5	5.5.1997	pravý holenní segment	pravý nadloketní segment	levý předloketní segment	pravý předloketní segment	levé nadloktí	hrudní segment	levý holenní segment
6	15.7.1996	hrudní segment	levý předloketní segment	pravý předloketní segment	levé nadloktí	levý holenní segment	pravý holenní segment	pravý nadloketní segment
7	22.6.1994	pravý nadloketní segment	levé nadloktí	levý holenní segment	hrudní segment	pravý předloketní segment	levý předloketní segment	pravý holenní segment
8	16.7.1995	pravý holenní segment	pravý předloketní segment	pravý nadloketní segment	hrudní segment	levý předloketní segment	levé nadloktí	levý holenní segment
9	18.4.1994	levý předloketní segment	levý holenní segment	levé nadloktí	pravý nadloketní segment	pravý holenní segment	pravý předloketní segment	hrudní segment
10	3.10.1994	pravý nadloketní segment	pravý holenní segment	levé nadloktí	hrudní segment	levý předloketní segment	levý holenní segment	pravý předloketní segment
11	23.8.1996	pravý předloketní segment	pravý holenní segment	levý předloketní segment	hrudní segment	levé nadloktí	pravý nadloketní segment	levý holenní segment
12	26.5.1996	levé nadloktí	hrudní segment	levý holenní segment	pravý nadloketní segment	pravý holenní segment	pravý předloketní segment	levý předloketní segment
13	26.12.1994	pravý nadloketní segment	levý předloketní segment	levé nadloktí	levý holenní segment	pravý holenní segment	pravý předloketní segment	hrudní segment

14	24.10.1994	hrudní segment	levý předloketní segment	levé nadloktí	pravý holenní segment	pravý předloketní segment	levý holenní segment	pravý nadloketní segment
15	28.11.1994	pravý holenní segment	levé nadloktí	hrudní segment	levý předloketní segment	pravý nadloketní segment	levý holenní segment	pravý předloketní segment
16	22.6.1995	levý předloketní segment	pravý nadloketní segment	levý holenní segment	levé nadloktí	pravý předloketní segment	hrudní segment	pravý holenní segment
17	7.11.1994	pravý předloketní segment	hrudní segment	pravý holenní segment	levý holenní segment	levý předloketní segment	pravý nadloketní segment	levé nadloktí
18	28.1.1995	hrudní segment	levý předloketní segment	levý holenní segment	pravý předloketní segment	pravý nadloketní segment	levé nadloktí	pravý holenní segment
19	30.8.1995	pravý předloketní segment	hrudní segment	levé nadloktí	levý předloketní segment	pravý holenní segment	pravý nadloketní segment	levý holenní segment

PŘÍLOHA 3 tabulka přiřazení výstupů k umístění jednotlivých senzorů

název funkce	popis	vstupní parametry	výstupní parametry	volané funkce
run_all	hlavní skript pro celý proces klasifikace dat – 3 samostatně spouštěné části	frequency - frekvenční okno	-	preparing_data(training_input,f)
				classificationLearner
				classifying(tested,trainedClassifier,f)
sort_domain	seřazení dat do formátu dominantní - nedominantní	right – data narození subjektů s pravou dominantní stranou left – data narození subjektů s levou dominantní stranou	*.xls soubory se seřazenými daty [datum narození]-D_ND.xls	-
extract_data	funkce extrahuje data pomocí vektoru pohybů, odstranění přechodových fází	input – data narození subjektů	*.xls soubory [datum narození]-D_ND-ex.xls, [datum narození]-labels-ex.xls	get_boundaries(input)
preparing_data	funkce pro vytvoření trénovací skupiny	training_input – sloupcový vektor data narození subjektů pro trénovací množinu f – frekvenční okno	table to_train	compute_and_to_xls(data,f,separating_form,to_save,is_extracted)
				get_table(data,f)
classifying	funkce pro klasifikaci data	tested – datum narození testovaného subjektu trainedClassifier – trénovací model f – frekvenční okno	*.xls soubor se seřazenými daty [datum narození]-D_ND.xls	compute_and_to_xls(data,f,separating_form,to_save,is_extracted)
classificationLearner	vytvoření trénovacího modelu	to_train – table parameter pro trénovací aplikaci	klasifikace dat	funkce integrované v aplikaci
compute_and_to_xls	funkce pro výpočet parametrů a uložení/neuložení do *.xls souboru	data – data pro výpočet parametrů f – frekvenční okno separating_form – parametr pro zvolení typu rozdělení dat to_save – parametr pro ukládání/neukládání do souboru is_extracted – extrahovaná data/neextrahovaná	*.xls soubor [datum narození]-labels-ex-out.xls,	add_parameters(data,labels,f,typ,part)

název funkce	popis	vstupní parametry	výstupní parametry	volané funkce
add_parameters	funkce pro výpočet parametrů	data – data pro výpočet parametrů labels – vektor předpokládaných výstupů f – frekvenční okno separate_form – dle hranic pohybu/velikost frek. okna	vypočtené parametry	funkce pro výpočet parametrů
get_table	funkce pro sestavení table parametru pro trénovací aplikaci	data – data, ze kterých je vytvořen table f – frekvenční okno	data_to_table – table parameter	format_data(input,f)
format_data	funkce pro redukcí dat počítáním průměru každých frekvenčních oken	data – data, která jsou formátována f – frekvenční okno	formatted – zredukovaná data	-
get_boundaries	funkce pro nalezení hraničních indexů pohybu v datech	input – datum narození subjektu	out – matice popisů pohybu a k nim přiřazených počátečních a koncových indexů	-

PŘÍLOHA 4 tabulka implementovaných a použitých funkcí

Interfaces	RS-232, RS-485, RS 422 (max 921k6 bps) and USB (ext. converter)
Operating Voltage	4,5 – 30 V
Power Consumption	350 mW
Operating temperature range	-40 to +85 °C
Gyro Bias Stability	20 deg/h
Timing accuracy	10 ppm
Dimensions	58 x 58 x 22 mm
Static accuracy (roll/pitch)	< 0.5 deg
Static accuracy (heading)	< 1 deg
Dynamic accuracy	2 deg RMS
Angular resolution	0.05 deg
Weight	58 g

PŘÍLOHA 5 tabulka parametrů senzoru [16]

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
RAV akcelerace	předloketní segment	horizontální addukce	0.001008833
RAV akcelerace	předloketní segment	vertikální abdukce	0.034669963
RAV akcelerace	předloketní segment	vnitřní rotace	0.000327013
RAV akcelerace	předloketní segment	vnější rotace	0.000327013
RAV akcelerace	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.002852521
RAV akcelerace	nadloketní segment	horizontální addukce	0.011236471
RAV akcelerace	nadloketní segment	vnitřní rotace	0.001944058
RAV akcelerace	nadloketní segment	vnější rotace	0.002543115
RAV uhly	předloketní segment	horizontální abdukce	0.002902103
RAV uhly	předloketní segment	horizontální addukce	0.009996388
RAV uhly	předloketní segment	vnitřní rotace	0.004045197
RAV uhly	předloketní segment	vnější rotace	0.020633435
RAV uhly	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.025093508
RAV uhly	nadloketní segment	horizontální addukce	0.03334022
RAV uhly	nadloketní segment	vnitřní rotace	0.003591822
RAV uhly	nadloketní segment	vnější rotace	0.011129014
P akcelerace	předloketní segment	horizontální abdukce	0.047857511
P akcelerace	předloketní segment	vnitřní rotace	0.004337022
P akcelerace	předloketní segment	vnější rotace	0.031103769
P akcelerace	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.012274756
P akcelerace	nadloketní segment	vnitřní rotace	0.000837479
Personův kor. koef parametr xy	předloketní segment	vnější rotace	0.015625
Personův kor. koef parametr xy	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.00390625
Personův kor. koef parametr yz	předloketní segment	horizontální addukce	0.001953125
roll max	předloketní segment	horizontální addukce	0.022768744
roll max	předloketní segment	vnitřní rotace	0.007189168
roll max	předloketní segment	vnější rotace	0.043803724
PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p

roll max	nadloketní segment	horizontální addukce	0.009996388
pitch max	předloketní segment	horizontální abdukce	0.011129014
yaw max	předloketní segment	vnější rotace	0.005733991
yaw max	nadloketní segment	vnitřní rotace	0.020633435
roll min	předloketní segment	horizontální addukce	0.036561289
roll min	předloketní segment	vnější rotace	0.027621013
roll min	nadloketní segment	vnější rotace	0.003591822
pitch min	předloketní segment	horizontální abdukce	0.00021908
pitch min	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.036561289
yaw min	předloketní segment	horizontální abdukce	0.018674874
yaw min	předloketní segment	horizontální addukce	0.004045197
yaw min	předloketní segment	vnitřní rotace	0.01237422
yaw min	nadloketní segment	vnitřní rotace	0.040043798
průměrná intenzita akcelerace	předloketní segment	vnější rotace	0.008418774
průměrná intenzita akcelerace	nadloketní segment	vnější rotace	0.003306789
průměrná intenzita uhly	předloketní segment	vnější rotace	0.005111049
průměrná intenzita uhly	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.003185143
korelační intenzita akcelerace	předloketní segment	horizontální abdukce	0.018674874
korelační intenzita uhly	předloketní segment	horizontální abdukce	0.006210257
korelační intenzita uhly	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.030365113
SMV uhly	předloketní segment	vnější rotace	0.016880932
SMV uhly	nadloketní segment	horizontální abdukce	0.001944297
SMV uhly	nadloketní segment	horizontální addukce	0.047857511
SMA uhly	předloketní segment	horizontální abdukce	0.001953125
Lyupanův exponent akcelerace	předloketní segment	horizontální addukce	0.038579704
Lyupanův exponent akcelerace	předloketní segment	vnitřní rotace	0.001591824
Lyupanův exponent uhly	předloketní segment	vnější rotace	0.025093508

PŘÍLOHA 6 tabulka statisticky významných ukazatelů rozdílu mezi zdravou a postiženou končetinou

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
RAV úhly	holenní segment	sezení posilování	0.048624802
RAV úhly	předloketní segment	nula	0.000516715
RAV úhly	předloketní segment	sezení psaní	0.047857511
RAV úhly	předloketní segment	sezení počítač	0.003185143
RAV úhly	předloketní segment	sezení jídlo	0.040043798
RAV úhly	předloketní segment	sezení posilování	0.03334022
RAV úhly	předloketní segment	stoj mávání	0.022768744
RAV úhly	předloketní segment	stoj posilování	0.018674874
RAV úhly	předloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.016880932
RAV úhly	nadloketní segment	sezení počítač	0.003185143
RAV úhly	nadloketní segment	sezení česání	0.036561289
RAV úhly	nadloketní segment	pohyb chůze mávání	0.000338455
RAV úhly	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.002495008
P akcelerace	předloketní segment	nula	0.01237422
P akcelerace	předloketní segment	sezení psaní	0.00068061
P akcelerace	předloketní segment	sezení počítač	0.000593417
P akcelerace	předloketní segment	sezení česání	0.047857511
P akcelerace	nadloketní segment	pohyb chůze mávání	0.004045197
P akcelerace	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.008967599
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	nula	0.000133852
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	sezení počítač	6.10352E-05
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	sezení mávání	6.10352E-05
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	sezení česání	0.012695313

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	sezení posilování	0.04296875
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	stoj mávání	0.001953125
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	stoj česání	0.001953125
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	stoj posilování	0.04296875
Pearsonův kor. koef. xy	předloketní segment	pohyb chůze hod	0.000133852
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	nula	0.007385254
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	sezení psaní	9.61659E-05
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	sezení počítač	6.10352E-05
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	sezení jídlo	6.10352E-05
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	sezení posilování	6.10352E-05
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	stoj mávání	0.00390625
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	stoj zuby	9.61659E-05
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	stoj posilování	6.10352E-05
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	stoj čtení	0.000488281
Pearsonův kor. koef. xy	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.01171875
Pearsonův kor. koef. yz	holenní segment	stoj mávání	0.012939453
Pearsonův kor. koef. yz	holenní segment	stoj česání	0.038574219
Pearsonův kor. koef. yz	holenní segment	stoj zuby	0.022460938

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
Pearsonův kor. koef. yz	holenní segment	stoj posilování	0.01171875
Pearsonův kor. koef. yz	holenní segment	pohyb chůze hod	0.01171875
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	sezení psaní	2.85572E-05
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	sezení počítač	2.85572E-05
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	sezení jídlo	0.001017339
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	sezení mávání	0.008178711
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	stoj mávání	0.014404297
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	pohyb chůze mávání	0.009033203
Pearsonův kor. koef. yz	předloketní segment	pohyb chůze hod	0.003662109
Pearsonův kor. koef. yz	nadloketní segment	sezení česání	0.021484375
Pearsonův kor. koef. yz	nadloketní segment	sezení posilování	0.000488281
Pearsonův kor. koef. yz	nadloketní segment	stoj mávání	0.0390625
Pearsonův kor. koef. yz	nadloketní segment	stoj česání	0.000976563
Pearsonův kor. koef. yz	nadloketní segment	stoj zuby	0.038574219
Pearsonův kor. koef. yz	nadloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.0390625
Pearsonův kor. koef. zx	předloketní segment	sezení mávání	0.0234375
Pearsonův kor. koef. zx	předloketní segment	sezení česání	0.032470703
Pearsonův kor. koef. zx	předloketní segment	stoj zuby	0.003662109

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
Pearsonův kor. koef. zx	předloketní segment	pohyb chůze mávání	0.012695313
Pearsonův kor. koef. zx	nadloketní segment	sezení psaní	0.01171875
roll max	holenní segment	stoj čtení	0.036385461
roll max	holenní segment	pohyb chůze mávání	0.048624802
roll max	předloketní segment	nula	0.016880932
roll max	předloketní segment	sezení psaní	0.000338455
roll max	předloketní segment	sezení počítač	0.000162856
roll max	předloketní segment	sezení jídlo	0.000390231
roll max	předloketní segment	sezení mávání	0.006424603
roll max	předloketní segment	sezení česání	0.000516715
roll max	předloketní segment	sezení posilování	0.00068061
roll max	předloketní segment	stoj mávání	0.004045197
roll max	předloketní segment	stoj česání	0.001507287
roll max	předloketní segment	stoj zuby	0.000162856
roll max	předloketní segment	stoj posilování	0.00068061
roll max	předloketní segment	stoj čtení	0.001713018
roll max	nadloketní segment	sezení psaní	0.004549928
roll max	nadloketní segment	sezení počítač	0.01374129
roll max	nadloketní segment	sezení jídlo	0.009996388
roll max	nadloketní segment	sezení česání	0.001713018
roll max	nadloketní segment	sezení posilování	0.005111049
roll max	nadloketní segment	stoj mávání	0.027621013
roll max	nadloketní segment	stoj česání	0.009996388
roll max	nadloketní segment	stoj zuby	0.01374129

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
roll max	nadloketní segment	stoj posilování	0.00282086
pitch max	předloketní segment	nula	0.000253595
pitch max	předloketní segment	sezení psaní	8.85746E-05
pitch max	předloketní segment	sezení počítač	0.000189012
pitch max	předloketní segment	sezení jídlo	8.85746E-05
pitch max	předloketní segment	sezení mávání	0.003185143
pitch max	předloketní segment	sezení česání	0.000390231
pitch max	předloketní segment	sezení posilování	8.85746E-05
pitch max	předloketní segment	stoj mávání	0.001507287
pitch max	předloketní segment	stoj česání	0.000253595
pitch max	předloketní segment	stoj zuby	0.000338455
pitch max	předloketní segment	stoj posilování	0.000140134
pitch max	předloketní segment	stoj čtení	0.001018829
pitch max	nadloketní segment	sezení psaní	0.000516715
pitch max	nadloketní segment	sezení počítač	0.000779593
pitch max	nadloketní segment	sezení jídlo	0.00282086
pitch max	nadloketní segment	sezení mávání	0.018674874
pitch max	nadloketní segment	sezení česání	0.006424603
pitch max	nadloketní segment	sezení posilování	0.007189168
pitch max	nadloketní segment	stoj česání	0.006424603
pitch max	nadloketní segment	stoj zuby	0.007189168
pitch max	nadloketní segment	stoj posilování	0.004549928
pitch max	nadloketní segment	stoj čtení	0.005111049
yaw max	předloketní segment	nula	0.000293162
yaw max	předloketní segment	sezení počítač	0.03334022

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
yaw max	předloketní segment	sezení jídlo	0.020633435
yaw max	předloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.022768744
yaw max	nadloketní segment	nula	0.007189168
yaw max	nadloketní segment	sezení psaní	0.009996388
yaw max	nadloketní segment	sezení počítač	0.003185143
yaw max	nadloketní segment	sezení jídlo	0.001507287
yaw max	nadloketní segment	sezení posilování	0.00282086
yaw max	nadloketní segment	stoj zuby	0.01237422
yaw max	nadloketní segment	stoj posilování	0.00282086
yaw max	nadloketní segment	stoj čtení	0.015240061
roll min	holenní segment	pohyb chůze zdvih	0.010009538
roll min	předloketní segment	nula	0.001713018
roll min	předloketní segment	sezení psaní	0.000593417
roll min	předloketní segment	sezení počítač	0.000338455
roll min	předloketní segment	sezení jídlo	0.000338455
roll min	předloketní segment	sezení mávání	0.01374129
roll min	předloketní segment	sezení česání	0.000162856
roll min	předloketní segment	sezení posilování	0.000516715
roll min	předloketní segment	stoj mávání	0.036561289
roll min	předloketní segment	stoj česání	0.022768744
roll min	předloketní segment	stoj zuby	0.000120422
roll min	předloketní segment	stoj posilování	0.002203937
roll min	předloketní segment	stoj čtení	0.004045197
roll min	předloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.03334022
roll min	nadloketní segment	sezení psaní	0.006424603

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
roll min	nadloketní segment	sezení počítač	0.015240061
roll min	nadloketní segment	sezení jídlo	0.000779593
roll min	nadloketní segment	sezení mávání	0.007189168
roll min	nadloketní segment	sezení česání	0.001713018
roll min	nadloketní segment	sezení posilování	0.01374129
roll min	nadloketní segment	stoj mávání	0.025093508
roll min	nadloketní segment	stoj česání	0.005111049
roll min	nadloketní segment	stoj zuby	0.000253595
roll min	nadloketní segment	stoj posilování	0.022768744
roll min	nadloketní segment	stoj čtení	0.020633435
roll min	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.030365113
pitch min	předloketní segment	nula	0.000293162
pitch min	předloketní segment	sezení psaní	8.85746E-05
pitch min	předloketní segment	sezení počítač	0.000140134
pitch min	předloketní segment	sezení jídlo	0.000140134
pitch min	předloketní segment	sezení česání	0.011129014
pitch min	předloketní segment	sezení posilování	0.008034429
pitch min	předloketní segment	stoj česání	0.001713018
pitch min	předloketní segment	stoj zuby	0.001162429
pitch min	předloketní segment	stoj posilování	0.000338455
pitch min	předloketní segment	stoj čtení	0.000338455
pitch min	předloketní segment	pohyb chůze hod	0.040043798
pitch min	nadloketní segment	sezení psaní	0.000338455
pitch min	nadloketní segment	sezení počítač	0.001324538
pitch min	nadloketní segment	sezení jídlo	0.005111049

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
pitch min	nadloketní segment	sezení česání	0.047857511
pitch min	nadloketní segment	stoj zuby	0.043803724
pitch min	nadloketní segment	stoj posilování	0.022768744
pitch min	nadloketní segment	stoj čtení	0.011129014
pitch min	nadloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.047857511
yaw min	holenní segment	stoj zuby	0.044208439
yaw min	holenní segment	pohyb chůze mávání	0.036385461
yaw min	předloketní segment	nula	0.000516715
yaw min	předloketní segment	sezení počítač	0.007189168
yaw min	předloketní segment	sezení jídlo	0.040043798
yaw min	předloketní segment	sezení posilování	0.001018829
yaw min	předloketní segment	stoj mávání	0.000779593
yaw min	předloketní segment	stoj posilování	0.002203937
yaw min	nadloketní segment	nula	0.040043798
yaw min	nadloketní segment	sezení psaní	0.011129014
yaw min	nadloketní segment	sezení počítač	0.00282086
yaw min	nadloketní segment	sezení jídlo	0.002203937
yaw min	nadloketní segment	sezení posilování	0.00068061
yaw min	nadloketní segment	stoj zuby	0.01237422
yaw min	nadloketní segment	stoj posilování	0.000891803
yaw min	nadloketní segment	pohyb chůze mávání	0.001944297
yaw min	nadloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.018674874
yaw min	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.011129014
prů. intenzita akcelerace	nadloketní segment	sezení počítač	0.040043798

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
prů. intenzita akcelerace	nadloketní segment	stoj mávání	0.01374129
prů. intenzita akcelerace	nadloketní segment	stoj zuby	0.03334022
prů. intenzita úhly	předloketní segment	sezení psaní	0.001507287
prů. intenzita úhly	předloketní segment	sezení počítač	0.008034429
prů. intenzita úhly	předloketní segment	sezení česání	0.007189168
prů. intenzita úhly	předloketní segment	stoj česání	0.015240061
prů. intenzita úhly	předloketní segment	stoj zuby	0.008967599
prů. intenzita úhly	předloketní segment	stoj posilování	0.022768744
prů. intenzita úhly	předloketní segment	pohyb chůze mávání	0.016880932
prů. intenzita úhly	nadloketní segment	sezení mávání	0.040043798
prů. intenzita úhly	nadloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.003185143
prů. intenzita úhly	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.005733991
kor. intenzita akcelerace	holenní segment	stoj posilování	0.027621013
kor. intenzita akcelerace	holenní segment	pohyb chůze hod	0.002995437
kor. intenzita akcelerace	nadloketní segment	sezení česání	0.006419984
kor. intenzita úhly	holenní segment	sezení mávání	0.048624802
kor. intenzita úhly	holenní segment	stoj zuby	0.040135536
kor. intenzita úhly	holenní segment	stoj čtení	0.002714493
kor. intenzita úhly	předloketní segment	stoj mávání	0.047857511
kor. intenzita úhly	nadloketní segment	sezení jídlo	0.043803724
SMV akcelerace	holenní segment	sezení počítač	0.006424603
SMV akcelerace	holenní segment	pohyb chůze zdvih	0.008967599
SMV úhly	předloketní segment	sezení psaní	0.000593417

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
SMV úhly	předloketní segment	sezení počítač	0.004549928
SMV úhly	předloketní segment	stoj česání	0.004549928
SMV úhly	předloketní segment	stoj zuby	0.01237422
SMV úhly	předloketní segment	pohyb chůze mávání	0.016880932
SMV úhly	předloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.016880932
SMV úhly	nadloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.036561289
SMV úhly	nadloketní segment	pohyb chůze hod	0.047857511
SMA akcelerace	předloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.00390625
SMA akcelerace	nadloketní segment	sezení psaní	0.000976563
SMA akcelerace	nadloketní segment	sezení počítač	6.10352E-05
SMA akcelerace	nadloketní segment	sezení jídlo	0.000488281
SMA akcelerace	nadloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.000976563

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
SMA úhly	předloketní segment	sezení česání	0.03125
Lyupanův exponent akcelerace	holenní segment	sezení psaní	0.027621013
Lyupanův exponent akcelerace	předloketní segment	sezení posilování	0.008967599
Lyupanův exponent akcelerace	nadloketní segment	sezení česání	0.018674874
Lyupanův exponent akcelerace	nadloketní segment	stoj mávání	0.030365113
Lyupanův exponent úhly	předloketní segment	sezení počítač	0.043803724
Lyupanův exponent úhly	předloketní segment	stoj mávání	0.025093508

Lyupanův exponent úhly	nadloketní segment	sezení posilování	0.020633435
Hurstův exponent akcelerace	holenní segment	stoj česání	0.015240061
Hurstův exponent úhly	předloketní segment	stoj mávání	0.010009538
Hurstův exponent úhly	předloketní segment	stoj česání	0.024223725
Hurstův exponent úhly	předloketní segment	stoj zuby	0.047857511
Hurstův exponent úhly	předloketní segment	pohyb chůze mávání	0.002495008
Hurstův exponent úhly	předloketní segment	pohyb chůze zdvih	0.040135536
Hurstův exponent úhly	nadloketní segment	sezení počítač	0.032938212
Hurstův exponent úhly	nadloketní segment	stoj posilování	0.044208439

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
----------	----------	-------	---

PŘÍLOHA 7 tabulka statisticky významných parametrů pro asynchronní pohyby

PARAMETR	UMÍSTĚNÍ	POHYB	p
Pearsonův korelační xy	předloketní segment	pohyb chůze	0.000183105
Pearsonův korelační xy	předloketní segment	pohyb běh	0.016601563
yaw max	předloketní segment	pohyb chůze	0.01374129
roll min	předloketní segment	pohyb chůze	0.011129014
yaw min	nadloketní segment	pohyb chůze	0.008967599
SMA akcelerace	nadloketní segment	pohyb běh	0.03125

PŘÍLOHA 8 tabulka statisticky významných parametrů pro synchronní pohyby

30-08-1995		16-07-1995		22-06-1994	
manuální klasifikace	výstup klasifikátoru	manuální klasifikace	výstup klasifikátoru	manuální klasifikace	výstup klasifikátoru
nula	nula	sezení psaní	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze mávání	stoj mávání
nula	nula	nula	pohyb chůze hod	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
sezení psaní	stoj posilování	nula	nula	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
sezení psaní	stoj čtení	nula	nula	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
sezení psaní	sezení psaní	nula	nula	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
sezení psaní	sezení psaní	sezení počítač	nula	pohyb chůze mávání	pohyb chůze zdvih
sezení psaní	sezení psaní	sezení počítač	sezení počítač	nula	stoj zuby
sezení psaní	sezení psaní	sezení počítač	sezení počítač	nula	stoj zuby
sezení psaní	sezení psaní	sezení počítač	sezení počítač	nula	stoj zuby
sezení psaní	sezení psaní	sezení počítač	sezení počítač	nula	nula
sezení psaní	sezení psaní	sezení počítač	sezení počítač	nula	stoj mávání
sezení psaní	sezení psaní	nula	sezení mávání	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih
sezení psaní	sezení psaní	nula	nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih
nula	sezení jídlo	nula	nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih
nula	nula	sezení jídlo	nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze hod
nula	nula	sezení jídlo	sezení jídlo	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze hod
nula	nula	sezení jídlo	sezení psaní	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze
nula	nula	sezení jídlo	sezení psaní	nula	stoj česání
nula	nula	sezení jídlo	sezení psaní	nula	nula
nula	stoj čtení	sezení jídlo	stoj čtení	nula	nula
nula	sezení počítač	sezení jídlo	stoj čtení	pohyb chůze hod	stoj posilování
sezení počítač	sezení počítač	sezení jídlo	stoj čtení	pohyb chůze hod	stoj posilování
sezení počítač	sezení počítač	sezení jídlo	stoj čtení	pohyb chůze hod	stoj mávání
sezení počítač	sezení počítač	sezení jídlo	stoj čtení	pohyb chůze hod	pohyb chůze

30-08-1995		16-07-1995		22-06-1994	
sezení počítač	sezení počítač	sezení jídlo	stoj čtení	pohyb chůze hod	pohyb chůze hod
sezení počítač	sezení počítač	nula	sezení posilování	pohyb chůze hod	pohyb chůze
nula	pohyb chůze zdvih	nula	nula	pohyb chůze hod	pohyb chůze
nula	nula	sezení mávání	sezení posilování	nula	nula
nula	nula	sezení mávání	sezení mávání	nula	nula
nula	nula	sezení mávání	sezení mávání	nula	nula
nula	nula	nula	sezení posilování	sezení psaní	pohyb chůze zdvih
nula	nula	nula	nula	sezení psaní	sezení jídlo
nula	stoj posilování	sezení česání	sezení jídlo	sezení psaní	stoj posilování
nula	sezení posilování	sezení česání	sezení česání	sezení psaní	sezení psaní
sezení jídlo	sezení česání	sezení česání	sezení česání	sezení psaní	sezení psaní
sezení jídlo	sezení psaní	sezení česání	sezení česání	sezení psaní	sezení psaní
sezení jídlo	sezení psaní	nula	sezení česání	sezení psaní	sezení psaní
sezení jídlo	sezení psaní	nula	sezení mávání		
sezení jídlo	sezení jídlo	nula	sezení posilování		
sezení jídlo	sezení jídlo	sezení posilování	nula		
sezení jídlo	sezení jídlo	sezení posilování	nula		
sezení jídlo	sezení jídlo	sezení posilování	pohyb chůze zdvih		
sezení jídlo	sezení jídlo	sezení posilování	stoj posilování		
sezení jídlo	sezení počítač	sezení posilování	stoj posilování		
nula	sezení jídlo	sezení posilování	stoj posilování		
nula	nula	sezení posilování	stoj posilování		
nula	nula	sezení posilování	stoj posilování		
nula	nula	sezení posilování	stoj posilování		
sezení mávání	stoj mávání	sezení posilování	stoj posilování		

30-08-1995		16-07-1995	
sezení mávání	sezení česání	sezení posilování	stoj posilování
nula	nula	nula	stoj posilování
nula	nula	nula	pohyb chůze zdvih
sezení česání	nula	stoj mávání	stoj mávání
nula	sezení posilování	stoj mávání	stoj mávání
sezení česání	sezení česání	stoj česání	nula
sezení česání	sezení česání	stoj česání	pohyb chůze hod
sezení česání	sezení česání	stoj česání	pohyb chůze mávání
nula	sezení posilování	stoj česání	stoj česání
nula	nula	stoj česání	stoj česání
nula	nula	stoj česání	pohyb chůze hod
nula	nula	nula	nula
nula	stoj posilování	nula	pohyb běh
sezení posilování	stoj posilování	stoj zuby	stoj mávání
sezení posilování	sezení posilování	stoj zuby	stoj česání
sezení posilování	sezení posilování	stoj zuby	stoj posilování
nula	sezení posilování	stoj zuby	pohyb běh
nula	stoj posilování	nula	
nula	nula	nula	stoj mávání
nula	nula	stoj posilování	pohyb chůze zdvih
stoj mávání	stoj mávání	stoj posilování	stoj posilování
stoj mávání	stoj mávání	stoj posilování	stoj posilování
nula	nula	stoj posilování	stoj posilování
nula	nula	stoj posilování	stoj posilování
nula	stoj posilování	nula	pohyb chůze zdvih

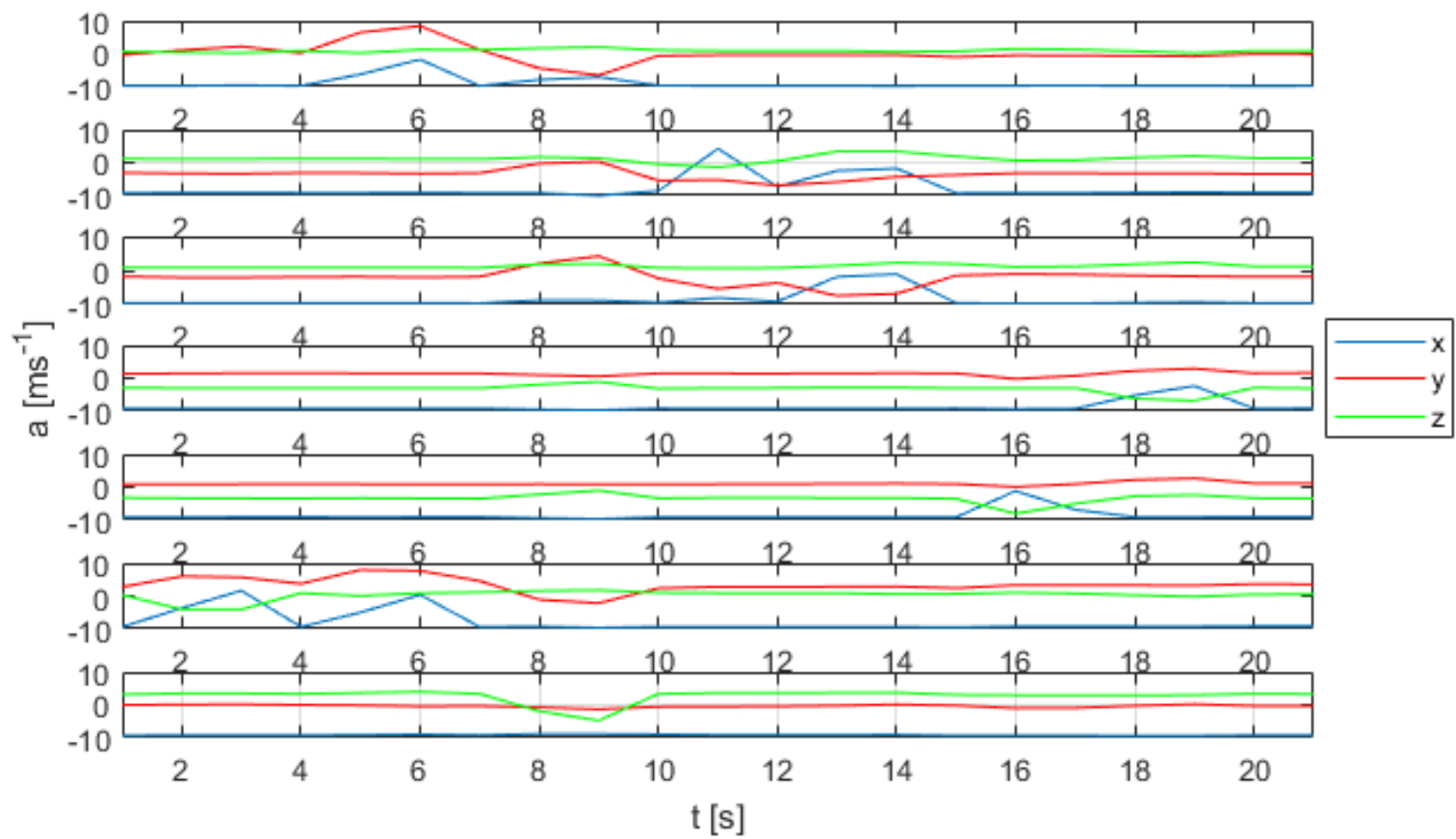
30-08-1995		16-07-1995	
stoj česání	stoj česání	nula	nula
stoj česání	stoj česání	nula	nula
stoj česání	stoj česání	stoj čtení	nula
nula	stoj posilování	stoj čtení	stoj posilování
nula	nula	stoj čtení	stoj posilování
nula	stoj posilování	stoj čtení	stoj posilování
stoj zuby	stoj česání	stoj čtení	stoj posilování
stoj zuby	stoj česání	stoj čtení	stoj posilování
nula	stoj mávání	stoj čtení	stoj posilování
nula	nula	nula	pohyb chůze
nula	nula	nula	pohyb chůze hod
stoj posilování	stoj posilování	pohyb chůze	pohyb chůze hod
stoj posilování	stoj posilování	pohyb chůze	stoj zuby
stoj posilování	stoj posilování	pohyb chůze	stoj mávání
stoj posilování	stoj posilování	pohyb chůze	pohyb chůze hod
nula	nula	pohyb chůze	pohyb chůze
nula	nula	pohyb chůze	pohyb chůze hod
nula	nula	nula	pohyb chůze hod
nula	stoj posilování	nula	stoj zuby
stoj čtení	stoj posilování	pohyb běh	stoj zuby
stoj čtení	stoj posilování	pohyb běh	pohyb chůze
stoj čtení	stoj posilování	pohyb běh	pohyb chůze
stoj čtení	stoj posilování	pohyb běh	pohyb běh
stoj čtení	stoj čtení	nula	pohyb chůze hod
stoj čtení	stoj čtení	nula	stoj zuby

nula	stoj posilování	nula	stoj zuby
nula	nula	pohyb chůze mávání	stoj zuby
nula	nula	pohyb chůze mávání	stoj mávání
nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
nula	nula	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
pohyb chůze	nula	pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
pohyb chůze	pohyb chůze zdvih	nula	pohyb chůze hod
pohyb chůze	pohyb chůze hod	nula	stoj česání
pohyb chůze	pohyb chůze	pohyb chůze zdvih	stoj zuby
pohyb chůze	pohyb chůze hod	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze hod
pohyb chůze	pohyb chůze	pohyb chůze zdvih	nula
nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih
nula	nula	nula	
pohyb běh	pohyb chůze hod	pohyb chůze hod	pohyb chůze zdvih
pohyb běh	pohyb běh	pohyb chůze hod	pohyb chůze hod
pohyb běh	pohyb běh	pohyb chůze hod	stoj česání
pohyb běh	pohyb běh	pohyb chůze hod	stoj mávání
nula	pohyb chůze zdvih	pohyb chůze hod	pohyb chůze
nula	nula	nula	pohyb chůze zdvih
nula	stoj mávání	nula	pohyb chůze zdvih
pohyb chůze mávání	nula		
pohyb chůze mávání	stoj mávání		
pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání		
pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání		
pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání		

30-08-1995	
pohyb chůze mávání	pohyb chůze mávání
pohyb chůze mávání	pohyb chůze zdvih
nula	stoj zuby
nula	stoj zuby
nula	stoj zuby
nula	nula
nula	stoj mávání
pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih
pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih
pohyb chůze zdvih	pohyb chůze zdvih

PŘÍLOHA 9 tabulka porovnání manuální klasifikace vůči výstupu klasifikátoru

8.1. GRAFY:



PŘÍLOHA 10 graf sekvence pro přiřazení senzorů subjektu 26-12-1994

8.2. OBECNÝ POSTUP MĚŘENÍ A HODNOCENÍ POHYBU:

1. PŘÍPRAVA KOMPONENT PRO MĚŘENÍ viz. kap. 3.2.
2. FIXACE SENZORŮ NA SUBJEKTU viz. kap. 3.3.
3. ZAPOJENÍ SOUSTAVY SENZORŮ, PŘIPOJENÍ ROUTERU K POČÍTAČI viz. kap. 3.3.
4. SEKVENCE POHYBŮ PRO PŘÍŘAZENÍ VÝSTUPŮ K JEDNOTLIVÝM SEGMENTŮM viz. kap. 3.4.
5. SEKVENCE POHYBŮ PRO MĚŘENÍ ROZSAHU KLOUBŮ viz. kap. 3.5.
6. SEKVENCE POHYBŮ PRO KLASIFIKACI TYPŮ POHYBU viz. kap. 3.7.
7. UKONČENÍ MĚŘENÍ, ODPOJENÍ SOUSTAVY
8. PŘÍŘAZENÍ VÝSTUPŮ K JEDNOTLIVÝM SEGMENTŮM POMOCÍ VYKRESLENÍ V ROZHRANÍ MATLAB viz. kap. 3.4.
9. MANUÁLNÍ KLASIFIKACE DAT PRO TRÉNOVACÍ MNOŽINU viz. kap. 3.8.
10. PŘÍPRAVA DAT PRO TRÉNOVACÍ MNOŽINU – FORMÁT TABLE, DATA + VEKTOR REPREZENTUJÍCÍ MANUÁLNÍ KLASIFIKACI viz. kap. 3.8.
11. TRÉNOVÁNÍ MODELU PRO KLASIFIKACI NA ZÁKLADĚ TRÉNOVACÍ MNOŽINY viz. kap. 2.4.1.
12. PŘÍPRAVA TESTOVANÝCH DAT VE STEJNÉM FORMÁTU, JAKO TRÉNOVACÍ MNOŽINA viz. kap. 3.9.
13. KLASIFIKACE viz. kap. 3.9

8.3. OBSAH PŘILOŽENÉHO CD:

- run_all – skript reprezentující rozhraní klasifikace
- sort_domain – funkce pro seřazení dat dle dominance
- preparing_data – funkce pro sestavení trénovací množiny
- add_parameters - funkce pro výpočty jednotlivých ukazatelů
- compute_and_xls - funkce pro získání vypočtených ukazatelů
- get_boundaries - funkce pro nalezení hranic označených pohybů v záznamu
- get_table - funkce pro vytvoření trénovací množiny z ukazatelů
- extract_data - funkce pro odstranění přechodových stavů pohybu
- classifing - funkce pro klasifikaci dat
- create_statistic_table - funkce pro vytvoření přehledu parametrů
- get_wilcoxon_domain - funkce pro aplikaci Wilcoxonova testu na datech dominantního a nedominantního segmentu
- get_wilcoxon_affected - funkce pro aplikaci Wilcoxonova testu na datech postiženého a zdravého segmentu
- zdrava.xls - *.xls tabulka parametrů pro klasifikaci zdravého segmentu
- postizena.xls - *.xls tabulka parametrů pro klasifikaci postiženého segmentu
- pohyby.xls - *.xls tabulka parametrů pro klasifikaci dominantního a nedominantního segmentu